



UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA  
FACULDADE DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
DEPARTAMENTO DE FÍSICA



PLUX, WIRELESS BIOSIGNALS

# Desenvolvimento de um Sensor de Electroencefalografia Localizado

Tiago Sérgio Santos Rodrigues Araújo

Lisboa, 2010



# Desenvolvimento de um Sensor de Electroencefalografia Localizado

Orientador na FCT: Prof. Dr. Hugo Gamboa

Co-orientadora na FCT: Prof. Dr. Carla Quintão

Dissertação apresentada à Faculdade de Ciências e Tecnologia da  
Universidade Nova de Lisboa para complementar os requerimentos para  
a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica.

Departamento de Física

Faculdade de Ciências e Tecnologia,  
Universidade Nova de Lisboa

Setembro de 2010







# Agradecimentos

No decorrer desta actividade contactei com pessoas que merecem toda a minha gratidão, pela estabilidade emocional proporcionada ou pelo contributo activo no trabalho desenvolvido.

O meu primeiro e maior reconhecimento vai para o Professor Hugo Gamboa por quem desenvolvi uma enorme admiração e respeito. Não se limitando a orientar uma dissertação, instaurou em mim uma enorme motivação e contagiou-me com valores científicos. Alargando amplamente os meus horizontes no contexto da investigação. O seu apoio específico contribuiu em larga escala para a qualidade do projecto.

Agradeço, de igual forma, à Professora Carla Quintão, não só pela incontornável contribuição no campo da interpretação de sinais de electroencefalografia, mas pela sua constante disponibilidade, sugestões e críticas, que foram determinantes para a qualidade do meu trabalho.

Quero mostrar a minha gratidão para com o Professor Fernando Coito do departamento de electrotécnica da FCT e para com o Dr. Filipe Silva da *PLUX*, *Wireless biosignals*, pelo apoio prestado no processamento de sinal e comportamento de circuitos, respectivamente.

Agradeço à *PLUX*, *Wireless biosignals*, de novo na pessoa do Professor Hugo Gamboa, a oportunidade que me foi dada de realizar esta actividade. Graças às excelentes condições técnicas de trabalho e ao bom ambiente, repleto de união e entreaajuda pude levar o projecto a metas cada vez mais elevadas.

Agradeço no geral a todos os colaboradores da *PLUX*, *Wireless biosignals*, de forma mais detalhada ao Engenheiro de *hardware* Paulo Aires, pela enorme dedicação ao projecto, e paciência que teve ao longo de quase um ano de trabalho.

Agradeço à Neuza Nunes pelo espírito de companheirismo e pelo apoio e entusiasmo

que recebi, sempre que partilhávamos questões científicas.

Uma palavra de agradecimento ao Nuno Santos, Nuno Cardoso, Joana Sousa, Sandra Macedo e João Fonseca pelo contributo e amizade recebida.

À Joana Figueiredo pelo imenso apoio científico e emocional, prestado ao longo de vários anos de partilha de experiências de vida. Obrigado por estares comigo.

Aos meus pais agradeço do fundo do coração todos os esforços efectuados para que hoje possa estar aqui. Agradeço por fazerem de mim aquilo que sou. Agradeço o amor e dedicação que senti em todos os segundos da minha vida. Este trabalho é na íntegra dedicado a eles que sofreram tanto ou mais do que eu quando algo não correu bem e por isso merecem festejar tanto ou mais do que eu o término desta etapa.



# Resumo

A electroencefalografia (EEG) é uma técnica de imagem médica funcional com elevada relevância no diagnóstico de diversas patologias. As suas limitações são consensuais e prendem-se essencialmente com a sua baixa resolução espacial e com a excessiva complexidade da montagem para determinadas aplicações.

Na presente dissertação desenvolve-se uma proposta técnica inovadora e capaz de responder a alguns desafios criados pelas limitações dos electroencefalógrafos actuais. O baixo consumo, as reduzidas dimensões e o aumento da resolução espacial, em relação ao *standart*, são as principais características do sensor de electroencefalografia apresentado. Foi também desenvolvido *software* de processamento e classificação de sinal com vista à avaliação do sinal proveniente do sensor desenvolvido. Neste trabalho, foi ainda estudado um conjunto de aplicações específicas para as quais um sensor localizado e de reduzidas dimensões seria a solução mais indicada.

Para garantir a fidelidade do sensor, foi elaborado um conjunto de testes de validação. Na primeira abordagem procedeu-se à detecção automática de ritmo alfa. Posteriormente, foi elaborado um plano de análise comparativa do sinal proveniente do sensor desenvolvido, com o sinal adquirido por um sensor disponível no mercado. Finalmente, procedeu-se à detecção de potenciais evocados auditivos através do sensor localizado. Para tal desenvolveu-se um conjunto de soluções ao nível de *software* e *hardware* que permitisse gerar e analisar os estímulos adequados a este procedimento. Ainda no âmbito da detecção de potenciais evocados foi necessário desenvolver código de processamento de sinal que permitisse extrair o sinal dos estímulos.

O sensor foi aplicado num detector de ritmo alfa, onde se estudou a sua latência na identificação do evento fechar os olhos, considerando a sua potencial utilização no

contexto da identificação da sonolência. Do processo de comparação, constatou-se que o sinal do sensor desenvolvido é coerente com o do sensor de mercado. A aquisição de potenciais evocados permitiu visualizar e estudar estímulos como o N100, N200 e o P300, bem como as suas sub-componentes.

**Palavras-chave:** Instrumentação médica; Electroencefalografia; Electroencefalógrafo localizado; *Hardware*; Processamento de sinal.



# Abstract

Electroencephalography (EEG) is a medical imaging technique with high functional relevance in the diagnosis of various diseases. Its limitations are unanimous and relate primarily to its low spatial resolution and with the sheer assembly complexity for certain applications.

In this thesis we propose an innovative technique, capable to answer some challenges created by the limitations of current electroencephalographs. The low consumption, small size and higher spatial resolution, compared with the standard systems, are the main features of the electroencephalography sensor presented. The software for signal processing and classification to evaluate the output of the developed sensor, has also been developed . In this work we also studied a set of specific applications for which a small and localized sensor would be the most suitable solution.

To assure the reliability of the sensor, we designed a set of validation tests. In the first approach we created an algorithm for automatic detection of alpha rhythm. Subsequently, a plan was set up for a comparative analysis of the developed sensor's signal, and the signal acquired by a sensor currently in the market. Finally, we detected the auditory evoked potentials obtained with the localized sensor. For this we developed a set of software and hardware solutions that will generate and analyze the appropriate stimuli. Still in the detection of evoked potentials, it was also necessary to develop a signal processing procedure to extract the stimuli signal.

The sensor was applied to a detector of the alpha rhythm, where we studied the latency in the identification of the eye closure event, considering its potential use in the context of drowsiness identifying. From the comparative analysis process, we can affirm that the localized EEG obtains similar results as the sensor in the market. The



acquisition of evoked potentials allowed us to visualize and study stimuli such as as N100, N200 and P300 as well as its sub-components.

**Keywords:** Biomedical instrumentation; Biosignals; Electroencephalography; Localized electroencephalograph; Hardware; signal processing.



# Conteúdo

<b>Agradecimentos</b>	<b>i</b>
<b>Resumo</b>	<b>iv</b>
<b>Abstract</b>	<b>vii</b>
<b>Conteúdo</b>	<b>x</b>
<b>Lista de Figuras</b>	<b>xvi</b>
<b>Lista de Tabelas</b>	<b>xviii</b>
<b>Acrónimos e Definições</b>	<b>xx</b>
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 Motivação e Objectivos . . . . .	1
1.2 Aplicações . . . . .	3
1.3 Estrutura da Tese . . . . .	5
<b>2 Fundamentação Teórica</b>	<b>7</b>
2.1 A Electroencefalografia . . . . .	7
2.1.1 História e Evolução da Aquisição de EEG . . . . .	7
2.1.2 Características Padrão dos Sistemas Actuais . . . . .	8
2.1.3 Base Neurofisiológica da EEG . . . . .	12
2.2 Teoria da Aquisição de Sinal . . . . .	18
2.2.1 Sinal Analógico . . . . .	18
2.2.2 Sinal Digital . . . . .	19
2.3 Electrónica Analógica . . . . .	20

2.3.1	Amplificação . . . . .	20
2.3.2	Filtragem . . . . .	23
2.4	Qualidade de Sinal e Factores Condicionantes . . . . .	24
<b>3</b>	<b>Desenvolvimento do Sensor</b>	<b>26</b>
3.1	Processo de Aquisição . . . . .	26
3.2	Análise de Requisitos . . . . .	27
3.3	Processo de Desenvolvimento . . . . .	28
3.4	O Sensor de Electroencefalografia . . . . .	29
3.5	Transdução do Sinal . . . . .	31
3.6	Encapsulamento do Sensor . . . . .	33
3.6.1	Base . . . . .	33
3.6.2	Topo . . . . .	33
3.6.3	<i>Snaps</i> . . . . .	34
3.6.4	Conjunto . . . . .	34
3.7	Características do Sensor . . . . .	35
3.8	Sistema de Aquisição e Comunicação <i>wireless</i> com PC . . . . .	35
<b>4</b>	<b>Validação</b>	<b>37</b>
4.1	O Conceito de Validação . . . . .	37
4.2	Validação por Comparação . . . . .	38
4.2.1	Montagem e Procedimento . . . . .	38
4.2.2	Análise Visual . . . . .	39
4.2.3	Processamento de Sinal . . . . .	40
4.2.4	Análise de Correlação . . . . .	42
4.2.5	Análise da Densidade Espectral Cruzada . . . . .	44
4.2.6	Conclusão . . . . .	46
4.3	Detecção de Ritmo Alfa . . . . .	46
4.3.1	Procedimento . . . . .	47
4.3.2	<i>Software</i> . . . . .	48
4.3.3	Resultados . . . . .	48
4.3.4	Discussão e Conclusão . . . . .	49
4.4	Detecção de Potenciais Evocados Auditivos . . . . .	50

4.4.1	Procedimento . . . . .	52
4.4.2	<i>Hardware</i> . . . . .	53
4.4.3	<i>Firmware</i> . . . . .	53
4.4.4	<i>Software</i> de Processamento . . . . .	55
4.4.5	Resultados . . . . .	56
4.4.6	Informação Espacial . . . . .	59
4.4.7	Discussão e Conclusão . . . . .	59
<b>5</b>	<b>Conclusões</b>	<b>61</b>
5.1	Resultados Gerais . . . . .	61
5.2	Contribuições . . . . .	62
5.3	Trabalho Futuro . . . . .	63
	<b>Bibliografia</b>	<b>66</b>
<b>A</b>	<b>Dimensionamento</b>	<b>70</b>
A.1	<i>Hardware</i> . . . . .	70
A.1.1	Entrada diferencial . . . . .	70
A.1.2	Amplificação . . . . .	72
A.1.3	Filtragem . . . . .	72
A.1.4	Desenho da placa de circuito impressos . . . . .	73
A.2	Encapsulamento . . . . .	75
<b>B</b>	<b>Publicações</b>	<b>86</b>



# Lista de Figuras

1.1	Estrutura da tese. . . . .	5
2.1	Um dos primeiros registos de EEG, obtido por Hans Berger em 1924 [20].	8
2.2	Diagrama de Blocos de captação de um canal de aquisição de EEG[19].	9
2.3	Posição esquemática dos eléctrodos segundo o Sistema Internacional 10/20 [23]. . . . .	11
2.4	Ilustração dos componentes principais de um neurónio [28]. . . . .	12
2.5	Alterações no potencial de membrana e correntes de fluxo durante a activação sináptica [1]. . . . .	14
2.6	Evolução de um potencial de acção num modelo de axónio gigante de lula [1]. . . . .	15
2.7	Ritmos cerebrais normais, em ordem decrescente de frequências [1]. . .	17
2.8	Representação de sinais biológicos. À esquerda: sinal de plestimografia a azul e sinal de electrocardiografia (ECG) a vermelho. À direita em cima: sinal de electromiografia (EMG). À direita em baixo: sinal de EEG.	18
2.9	Processo de amostragem, adaptado de [31]. . . . .	19
2.10	Diferentes resoluções no processo de quantização. . . . .	20
2.11	Arquitectura típica de um amplificador de instrumentação. . . . .	23
3.1	Esquema da arquitectura do sistema de aquisição. . . . .	27
3.2	Fotografia do equipamento <i>eegPLUXv1.1</i> . . . . .	29
3.3	Fotografia do equipamento <i>eegPLUXv1.2</i> . . . . .	29
3.4	Arquitectura do sensor de EEG de um canal. . . . .	30
3.5	Resposta em frequência dos módulos de filtragem do sensor projectado.	31
3.6	Esquema da arquitectura do sensor de EEG de três canais. . . . .	32

3.7	Esquema representativo da impedância de um eléctrodo, onde C1 representa a componente capacitiva, R1 e R2 representam a componente resistiva. . . . .	32
3.8	Desenho da base do sensor. . . . .	34
3.9	Desenho do topo do sensor. . . . .	34
3.10	Desenho da <i>snap</i> . . . . .	35
3.11	Desenho do conjunto. <i>Explode view</i> do topo, base, <i>snaps</i> e PCB. . . . .	35
3.12	Sistema de aquisição miniaturizado <i>bioPLUX</i> , com 8 canais de aquisição e envio <i>bluetooth</i> . . . . .	36
4.1	Fotografia da montagem do sistema de comparação. . . . .	38
4.2	Fotografia de um sujeito no momento de uma aquisição simultânea para o <i>eegPLUX</i> e o <i>EEG-Z</i> . . . . .	39
4.3	Sinal de aquisição simultânea através do <i>eegPLUX</i> e do <i>EEG-Z</i> , associado a uma mudança no estado de alerta do indivíduo. . . . .	40
4.4	Sinais provenientes dos dois sensores em diferentes ritmos de actividade cerebral. Correlação cruzada do sinal no ritmo de atenção focalizada e no ritmo de relaxação de olhos fechados, para o sujeito 2. . . . .	43
4.5	Densidade espectral cruzada do sinal referente ao ritmo de relaxação de olhos fechados, para o sujeito 3. . . . .	45
4.6	Densidade espectral cruzada do sinal referente ao ritmo de atenção focalizada para o sujeito 3. . . . .	46
4.7	Fotografia da aquisição de ritmo alfa num determinado sujeito. . . . .	47
4.8	Detecção do ritmo alfa no traçado de EEG após o evento fechar os olhos. . . . .	49
4.9	Subcomponentes típicas do P300 e respectivas localizações[1]. . . . .	52
4.10	Esquema representativo da arquitectura de aquisição de potenciais evocados. . . . .	54
4.11	Rotina de geração e sincronização de estímulos auditivos. . . . .	55
4.12	Potenciais evocados referentes ao sujeito 1, 1ºensaio com 19 estímulos infrequentes e 751 estímulos frequentes. . . . .	56
4.13	Potenciais evocados referentes ao sujeito 1, 2ºensaio com 51 estímulos infrequentes e 1187 estímulos frequentes. . . . .	57



4.14	Potenciais evocados referentes ao sujeito 1, 3 <sup>o</sup> ensaio com 25 estímulos infrequentes e 1132 estímulos frequentes. . . . .	58
4.15	Potenciais evocados referentes ao sujeito 2, 1 <sup>o</sup> ensaio com 24 estímulos infrequentes e 1348 estímulos frequentes. . . . .	58
4.16	Potenciais evocados referentes ao sujeito 2, 2 <sup>o</sup> ensaio com 39 estímulos infrequentes e 1303 estímulos frequentes. Ensaio realizado de olhos abertos. . . . .	59
4.17	Potenciais evocados referentes ao sujeito 1, 1 <sup>o</sup> ensaio com 19 estímulos infrequentes e 751 estímulos frequentes. Sinal proveniente dos três canais de aquisição do <i>eegPLUXv1.2</i> . . . . .	60
5.1	Protótipo do encapsulamento da próxima versão do <i>eegPLUX</i> . . . . .	65
A.1	Esquemático do circuito do <i>eegPLUX</i> . . . . .	71
A.2	Componentes na face superior da PCB. . . . .	77
A.3	Componentes na face posterior da PCB. . . . .	78
A.4	Desenho das pistas do topo da PCB do <i>eegPLUX</i> . . . . .	79
A.5	Desenho das pistas da base da PCB do <i>eegPLUX</i> . . . . .	80
A.6	Topo. . . . .	81
A.7	Base. . . . .	82
A.8	<i>Snap</i> s. . . . .	83
A.9	<i>Explode view</i> do conjunto. . . . .	84
A.10	Conjunto. . . . .	85



# Lista de Tabelas

3.1	Requisitos técnicos do eegPLUXv. . . . .	28
3.2	Características do <i>eegPLUXv1.2</i> . . . . .	36
4.1	Valores máximos e mínimos da correlação para os vários sujeitos. . . . .	43
4.2	Valores máximos de CSD para os vários sujeitos nas respectivas frequências. . . . .	45
4.3	Valores médios do instante de aparecimento de ritmo alfa para os vários sujeitos. . . . .	49
A.1	Lista de componentes, valor e <i>package</i> do sensor desenvolvido. . . . .	74



# Acrónimos e Definições

**A** *Ampere*, Unidade do Sistema Internacional de Corrente Eléctrica

**ADC** Conversor Digital Analógico (*Analog-to-Digital Converter*)

**BCI** Interfaces Cérebro-Máquina (*Brain Computer Interfaces*)

**Bit** Dígitto Binário (*Binary Digit*)

**BVP** Pulso de Pressão Sanguínea (*Blood Volume Pressure*)

**CSD** Densidade Espectral Cruzada (*Cross Spectral Density*)

**DIP** Tipo de Encapsulamento de Circuitos Integrados (*Dual In-line Package*)

**ECG** Electrocardiografia

**EEG** Electroencefalografia

**EOG** Electrooculografia

**EPSP** Potencial Pós-Sináptico Excitatório (*Excitatory PostSynaptic Potential*)

**FFT** Transformada Rápida de Fourier (*Fast Fourier Transform*)

**fMRI** Ressonância Magnética Funcional (*functional Magnetic Ressonance Imaging* )

**HF** Alta Frequência (*High Frequency*)

**Hz** *Hertz*, Unidade do Sistema Internacional para Frequência

**IC** Circuito integrado (*Integrated Circuit*)

**IPSP** Potencial Pós-Sináptico Inibitório (*Inibitory PostSynaptic Potential*)

**LED** Díodo Emissor de Luz (*Light-emitting Diode*)

**MEG** Magnetoencefalografia

**PA** Potencial de Acção

**PCB** Placa de Circuito Impresso (*Printed Circuit Board*)

**PEAD** Polietileno de Alta Densidade

**PE** Potenciais Evocados

**PET** Tomografia por Emissão de Protões (*Positron Emission Tomography*)

**RFI** Filtro de Interferência da Radio-Frequência (*radio frequency interference*)

**SMD** Tipo de Encapsulamento de Circuitos Integrados (*Surface Mounted Devices*)

**SNC** Sistema Nervoso Central

**SNR** Razão Sinal Ruído (*Signal to Noise Ratio*)

**V** *Volt*, Unidade do Sistema Internacional de Potencial Electrostático

# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 Motivação e Objectivos

A actividade neuronal do cérebro humano inicia-se entre a 17<sup>a</sup> e a 23<sup>a</sup> semana do desenvolvimento pré-natal. Acredita-se que a partir deste estágio precoce e durante toda a vida, os sinais gerados pelo cérebro reflectem não só a função cerebral, mas também o estado de todo o corpo [1]. Este pressuposto, em conjunto com o diagnóstico de patologias associadas à função encefálica, tem motivado clínicos e investigadores de todo o mundo para o estudo da actividade eléctrica no interior do cérebro.

Actualmente, as técnicas de avaliação funcional cerebral mais comuns são a *ressonância magnética funcional* (fRMN), a *tomografia por emissão de protões* (PET), a *magnetoencefalografia* (MEG) e a *electroencefalografia* (EEG). Estas técnicas baseiam-se em diferentes princípios físicos para a aquisição de informação, e desta forma, todas têm vantagens e desvantagens intrínsecas. A *electroencefalografia* baseia-se nas correntes eléctricas geradas pelo encéfalo e foi o primeiro entre os restantes a generalizar-se como método de imagem funcional. As suas aplicações mais comuns na prática clínica são o diagnóstico de morte cerebral, o diagnóstico de diversos tipos de epilepsias, o diagnóstico de tumores cerebrais e o estudo dos distúrbios do sono. Em investigação, a EEG é uma técnica vastamente utilizada em áreas que podem ir desde a psicologia clínica ao desenvolvimento de *brain computer interfaces* (BCI). Apesar de ser vastamente utilizada e possuir a melhor resolução temporal, quando comparada com as restantes técnicas, as suas principais limitações são consensuais, tanto no meio clínico, como em investigação. Estas limitações traduzem-se na baixa resolução espacial e na

complexidade da preparação do indivíduo para o exame. Esta exige um elevado consumo de tempo e conduz a uma falta de ergonomia e, consequentemente, redução no conforto para o mesmo.

Numa tentativa de contornar as limitações técnicas da electroencefalografia têm sido exploradas várias soluções, entre as quais figuram o estudo de EEG de alta densidade (*high density EEG*) e a integração da EEG com diferentes técnicas de aquisição, como por exemplo, *EEG-fRMN* [2]. Na técnica de EEG de alta densidade há um aumento do número de eléctrodos de aquisição, permitindo que estes fiquem mais próximos em relação ao convencionado no sistema internacional de 19 eléctrodos, aumentando-se desta forma a resolução espacial [3,4]. No entanto, com esta solução, a complexidade do sistema de aquisição aumenta [5,6]. O excessivo tempo de preparação e a influência que um elevado número de eléctrodos e cabos provocam no conforto do paciente, influenciam o seu estado emocional, limitando assim, a sua utilização em ambiente clínico e ambulatorio. Na integração de diferentes técnicas de imagem funcional, o objectivo é colmatar as desvantagens de um determinado método com as potencialidades do outro. No caso da técnica de EEG-fRMN, a baixa resolução espacial do electroencefalograma é ultrapassada pela aquisição simultânea de fRMN, cuja resolução espacial alcança actualmente 1mm [2,7]. A concepção de um sistema EEG-fRMN revela-se um verdadeiro desafio para a engenharia, pois implica a aquisição de um sinal eléctrico com amplitudes situadas entre os 10uV e os 100uV sob o efeito de um campo magnético. O resultado é um sinal de EEG bastante contaminado por correntes induzidas pelos gradientes de campo magnético gerados na RMN, bem como pelo sinal de radiofrequência emitido pela mesma [8].

No ramo da investigação e na clínica, existe um conjunto de aplicações, para as quais é útil a existência de uma ferramenta que possibilite a visualização dos potenciais encefálicos em áreas reduzidas e que ao mesmo tempo liberte das limitações anteriores.

Nesta dissertação é proposta uma resposta ao problema apresentado através do projecto e desenvolvimento de um sensor de electroencefalografia localizado, ou seja, um sensor que possibilite a aquisição de sinal entre pontos mais próximos do que o *standart* e, simultaneamente, de reduzidas dimensões e de fácil aplicação em qualquer ponto do escalpe.

Serão ainda desenvolvidos protocolos de aquisição de sinais, com vista à elaboração



de estudos que permitam a validação do sensor.

O presente trabalho foi proposto e desenvolvido no contexto da *PLUX wireless biosignals* que proporcionou o ambiente de investigação integrado em meio empresarial.

## 1.2 Aplicações

Conseguir mapear, com maior definição espacial, os potenciais numa determinada área, possibilita um conhecimento funcional acrescido sobre a área anatómica em causa. Esta pode ser, por exemplo, a área de Broca, que sendo responsável pela formação de palavras, possibilita estudar a correspondência entre o padrão de activação electrocortical e uma determinada afasia [9].

Outro exemplo onde um mapeamento localizado pode trazer vantagens é no diagnóstico de tecido tumoral. A existência de tecido tumoral manifesta-se de várias formas diferentes através da electroencefalografia. A forma mais usual é através do chamado silêncio eléctrico (silêncio electrocerebral), o qual se caracteriza por uma actividade eléctrica de amplitude extremamente baixa ou inexistente. Apesar de eficaz, são raras as vezes em que se detecta o silêncio eléctrico, visto que ocorre, apenas, quando o tumor envolve volumes corticais significativos e a interferência da actividade periférica ao tumor o permite [9]. Havendo uma forma de amplificar potenciais muito localizados será possível detectar inactividade numa área bastante mais reduzida do que os electroencefalógrafos actuais o permitem e, assim, dar uma indicação da localização do tecido tumoral, num maior número de casos.

O registo localizado efectuado pelo sensor desenvolvido pode ainda trazer novas perspectivas ao nível de outras condições patológicas, nomeadamente na epilepsia focal. O EEG do doente epiléptico caracteriza-se por dois tipos de sinais: a actividade interictal (registada entre crises) e a actividade ictal (registada durante as crises). O objectivo nestes doentes é, muitas vezes, determinar a localização dos geradores elip-togénicos. No entanto, dadas as dificuldades de aquisição de sinal durante as crises, a maioria dos esforços nesse sentido, têm-se focado na actividade interictal [10]. As anomalias associadas a esta actividade são paroxísticas, possuindo uma morfologia abrupta (duração entre 70 a 200ms) ou pontiaguada (duração  $< 70\text{ms}$ ) [11,12] e no caso da epilepsia focal, surgem em zonas específicas e muito localizadas [13]. Segundo

vários estudos [10,14,15] parece haver uma concordância entre a actividade interictal e a zona eliptogénica, sendo que, nessa situação, a utilização de um sensor que, pela sua especificidade espacial, conseguisse monitorizar concretamente a região da actividade interictal, teria aplicabilidade clínica.

As ausências epilépticas seriam outra condição patológica passível da aplicabilidade do sensor. Devido ao facto destas crises serem generalizadas, ou seja, existir actividade anormal em todo o encéfalo [16], seria suficiente a colocação do sensor miniaturizado num ponto específico do escalpe, facilitando a monitorização das crises ao longo do tempo, quer em regime ambulatorio, quer em regime de internato. Desta forma, poder-se-ia verificar a frequência do seu aparecimento, bem como a existência ou não de situações propiciadoras das mesmas.

Na patologia do sono, a EEG é utilizada juntamente com o electromiograma e o electrooculograma na polissonografia, para definir os estádios do sono [17]. Com a utilização de um sensor localizado, a monitorização dessa actividade seria muito facilitada, uma vez que poderia ser colocado unicamente na região onde se registassem as frequências típicas de cada um dos estágios do sono, podendo optar-se por uma região com poucos artefactos. Outra vantagem de um sensor miniaturizado face aos electroencefalógrafos convencionais é o facto de permitir a monitorização do sono de uma forma cómoda para o utilizador. Isto é possível devido às suas reduzidas dimensões, que permitem ultrapassar o desconforto dos capacetes tradicionais, que perturbam o normal curso do sono.

Uma das áreas de maior evolução dentro das neurociências é a área que estuda a interface cérebro - máquina. O principal objectivo do sistema de comunicação *Brain Computer Interface* (BCI) é a associação dos sinais eléctricos gerados pela actividade neuronal a sinais que possam controlar sistemas externos e, desta forma, substituir determinadas funções de comunicação humanas [1,18]. Para este propósito é necessária uma fase de treino, na qual o sujeito desempenha determinadas actividades mentais ao mesmo tempo que é processado o sinal de EEG ou a EOG associada. Se a actividade a ser desempenhada estiver relacionada com o movimento, haverá naturalmente uma maior activação do córtex motor e, nesse caso, é vantajosa a utilização de um sensor que permita obter o sinal da estrutura em causa, isolando-o tanto quanto possível do sinal adquirido das estruturas envolventes.

Utilizando um princípio idêntico, um sensor com estas características pode vir a ser utilizado para prever crises, como as epilépticas, e permitir ao indivíduo tomar as precauções necessárias, para que os eventuais danos causados pelas mesmas sejam minimizados. No limite, dada a portabilidade, ergonomia, facilidade de utilização e integração num uso quotidiano, poder-se-ia construir um circuito de realimentação em que, o sujeito seria alertado por um determinado algoritmo em tempo real para o início de uma crise, e assim viesse a agir sobre os circuitos neuronais responsáveis pela origem da crise, no sentido de a evitar.

## 1.3 Estrutura da Tese

A presente tese encontra-se dividida em quatro partes como é esquematizado na Figura 1.1.



**Figura 1.1:** Estrutura da tese.

No presente capítulo é feita uma contextualização do trabalho realizado. São também descritas as motivações e os objectivos que conduziram ao desenvolvimento deste trabalho, bem como as principais aplicações do sensor desenvolvido. Em conjunto com o segundo capítulo, onde se exploram os conceitos teóricos do tema, constituem as bases do trabalho desenvolvido.

O desenvolvimento do sensor e das ferramentas projectadas no âmbito da validação do mesmo são descritos no terceiro e quarto capítulo, respectivamente. Estes são

considerados os métodos da dissertação.

As consequências do processo de validação do sensor são expostas nos capítulos 4 e 5 respectivos à conclusão do trabalho. Os dois últimos capítulos constituem os resultados da dissertação. O capítulo 4 enquadra-se no grupo dos métodos e, ao mesmo tempo, nos resultados. Para cada processo de validação foi necessário desenvolver *software* ou *hardware* específico e ao mesmo tempo são expostos os resultados de cada processo.

O apêndice A expõe, através de detalhes específicos, o funcionamento do sensor justificando as opções de dimensionamento do mesmo. Este apêndice é confidencial pelo facto do sensor desenvolvido enquadrar a gama de produtos da *PLUX wireless biosignals*.

No apêndice B apresenta-se o manual de utilizador do sensor desenvolvido e o artigo realizado no âmbito da detecção de ritmo alfa apresentado na conferência MEDICON 2010.

# Capítulo 2

## Fundamentação Teórica

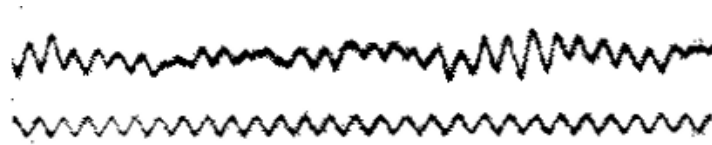
Este capítulo tem como objectivo a revisão de determinados conceitos que serão relevantes ao longo deste trabalho. Neste âmbito, é realizada uma contextualização da evolução da aquisição do electroencefalograma, que culmina com a apresentação das características padrão dos sistemas actuais. A electroencefalografia será ainda revista quanto à sua origem anátomo-fisiológica.

Serão ainda alvo de consideração neste capítulo os conceitos de sinal analógico e de sinal digital, sendo dado especial ênfase à electrónica analógica, por servir de base ao sensor desenvolvido. Por fim, abordam-se os factores preponderantes na qualidade do sinal.

### 2.1 A Electroencefalografia

#### 2.1.1 História e Evolução da Aquisição de EEG

A descoberta da presença de correntes eléctricas no cérebro data de 1875, e é atribuída ao físico inglês Richard Caton. Em 1924, o neurologista alemão Hans Berger consegue amplificar a actividade eléctrica cerebral medida no escalpe humano. Observa que essa actividade se modifica de acordo com o estado funcional do cérebro, ou seja, durante o sono, anestesia, défice de oxigénio e em certas doenças neuronais, tais como a epilepsia. A Figura 2.1 demonstra um dos primeiros registos obtidos pelo neurologista. Berger estabeleceu os pilares para muitas das presentes aplicações da electroencefalografia, tendo sido o primeiro a utilizar o termo electroencefalograma para descrever os potenciais eléctricos cerebrais em humanos [2,18,19].



**Figura 2.1:** Um dos primeiros registos de EEG, obtido por Hans Berger em 1924 [20].

Desde essa data até à actualidade foram inúmeros os estudos realizados na área. A electroencefalografia assumiu um papel de relevo em áreas como a investigação ou a clínica. Em 1950, a electroencefalografia já ocupava um papel importante nos estudos neurológicos, sendo que quase todos os hospitais universitários tinham pelo menos um electroencefalógrafo. No final desta década, a EEG começou a ser usada rotineiramente na prática clínica, num grande número de hospitais e laboratórios. As principais áreas de pesquisa eram já nessa altura os estádios do sono e o diagnóstico da epilepsia [10].

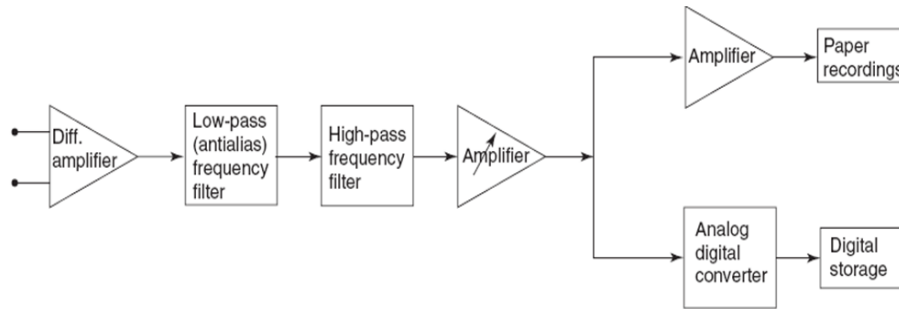
Até ao final dos anos 60 os equipamentos eram analógicos e os registos eram feitos em papel. Com o advento do computador e especialmente com o seu rápido desenvolvimento, os equipamentos tornaram-se digitais [10]. Os sistemas computadorizados permitiram a introdução de múltiplas variáveis, como o controlo da taxa de amostragem, da largura de banda e a possibilidade de utilização de ferramentas de processamento de sinal das mais simples às mais avançadas [1].

Hoje em dia a grande maioria dos electroencefalógrafos são digitais, possibilitando assim ao utilizador a realização de várias operações de processamento. No entanto, os electroencefalógrafos analógicos continuam a ser utilizados em alguns laboratórios com equipamento mais antigo.

### 2.1.2 Características Padrão dos Sistemas Actuais

Com os sucessivos avanços na electrónica foi possível a criação de sistemas progressivamente mais robustos, com melhor resolução e fiabilidade. Actualmente, os componentes de um sistema de aquisição são: os transdutores, o módulo de acondicionamento de sinal, o módulo de aquisição de dados e o computador. A Figura 2.2 apresenta um diagrama dos blocos de captação de um canal de aquisição de EEG.

O transdutor estabelece a interface entre o sistema biológico que produz os sinais eléctricos e o sistema de aquisição, ou seja, é um dispositivo que permite a conversão de energia associada a fenómenos físicos numa quantidade eléctrica (uma tensão ou



**Figura 2.2:** Diagrama de Blocos de captação de um canal de aquisição de EEG[19].

No diagrama está representada a entrada diferencial (*Diff. amplifier*), o filtro passa-baixo e o filtro passa-alto (*Low-pass filter*, *High-pass filter*), o amplificador (*Amplifier*), e as diferentes formas de processamento e visualização do sinal. No papel (*Paper recordings*) ou em formato digital (*Digital storage*)

corrente) passível de ser medida pelo sistema de aquisição. Na electroencefalografia esses fenómenos físicos constituem eventos bioeléctricos, mais precisamente, biopotenciais, utilizando-se para a sua aquisição eléctrodos de superfície. Esta temática será aprofundada posteriormente no capítulo 3.

O acondicionamento de sinal tem por objectivo a melhoria da qualidade do sinal de interesse. Para esse fim utilizam-se as técnicas de amplificação e filtragem. Os sinais de EEG têm amplitudes na ordem dos microvolts e contêm componentes com frequências até 50 Hz [1]. Assim, de modo a que a informação efectiva seja retida, esses sinais necessitam de ser amplificados, de forma a serem compatíveis com dispositivos, como por exemplo, monitores, gravadores de sinal ou até mesmo com os conversores analógico - digital. Um amplificador biopotencial adequado à medição desses sinais tem de satisfazer determinados requisitos, tais como: não influenciar o processo fisiológico a ser monitorizado, não distorcer o sinal que é medido, providenciar a melhor separação possível entre o sinal e as possíveis interferências e oferecer protecção ao utilizador contra qualquer perigo de choque eléctrico. Os amplificadores têm que ser protegidos de possíveis perturbações que como elevadas tensões de entrada, que podem surgir de desfibriladores ou de instrumentação eletro - cirúrgica, em aplicações clínicas [18].

O sinal adquirido ao nível do escalpe contém cinco componentes: o biopotencial desejado, biopotenciais indesejados, sinal de interferência de 50/60 Hz e as suas harmónicas, sinais de interferência gerados pela interface tecido/eléctrodo, e ruído de alta frequência. A arquitectura do amplificador permite a rejeição de uma grande porção das interferências de sinal, sendo que o biopotencial desejado aparece como

o diferencial de sinal entre dois terminais *input* do amplificador diferencial. Cada eléctrodo é ligado a um *input* dum amplificador diferencial (um amplificador por cada par de eléctrodos), que aplicará um ganho à diferença de potencial entre eles. Este amplificador terá uma relação de rejeição de modo comum tipicamente superior a 100 dB, possuindo impedâncias de entrada de pelo menos 100 MOhms [18,21].

O sinal resultante é filtrado por um *filtro passa-alto* e um *filtro passa-baixo*, tipicamente com frequências de corte de 0,5 Hz e 35-70 Hz, respectivamente [1]. O filtro passa-alto filtra *sinais electrogalvânicos* lentos e o passa-baixo filtra tradicionalmente *sinais electromiográficos* e *ruído*. Há necessariamente um estágio de amplificação que geralmente tem um ganho total situado entre os 10000 e os 30000. No presente projecto, o ganho é de 40000 devido à sua tipologia localizada, como será descrito no capítulo 3.

Posteriormente, o sinal é convertido num *ADC* (conversor analógico digital) com resoluções típicas de 12bits [18,19], embora existam modelos com 16bits e até 22bits mais utilizados em investigação [21]. Por fim, o sinal é enviado para um multicanal através de multiplexadores. A conversão analógico-digital e a multiplexagem são responsáveis pelo processo de digitalização dos diferentes sinais, integrando o módulo de aquisição que converte o valor analógico dos sinais biológicos em valor digital, comunicando com o computador, onde se realiza o pós-processamento, armazenamento e visualização dos sinais adquiridos [18].

Nos modelos comuns, as sensibilidades verificadas estão na gama de 1 a  $500\mu\text{V}$ , embora a maioria dos sistemas do mercado já permitam registos prolongados com sensibilidades de 1,5 ou  $1\mu\text{V/mm}$  [22]. As frequências de amostragem normalmente utilizadas são de 100, 250, 500, 1000 e 2000 amostras/s [1], ou seja, de pelo menos 100 Hz [19,21]. Os equipamentos actuais permitem pelo menos uma das três formas seguintes de montagem dos eléctrodos em relação ao amplificador [19,21]: *i)* A montagem de referência comum, em que o terminal de cada amplificador é ligado ao mesmo eléctrodo e todos os outros eléctrodos são medidos relativamente a esse ponto singular. Neste caso, utiliza-se um eléctrodo de referência numa determinada posição que pode ser ao longo da linha mediana do escalpe [23]. *ii)* A montagem de referência média, onde os *outputs* de todos os amplificadores são somados e é feita uma média. Este sinal é assim usado como referência comum para cada amplificador [24]. *iii)* A montagem bipolar, onde, os eléctrodos são ligados em série a um igual número de amplificadores, sendo



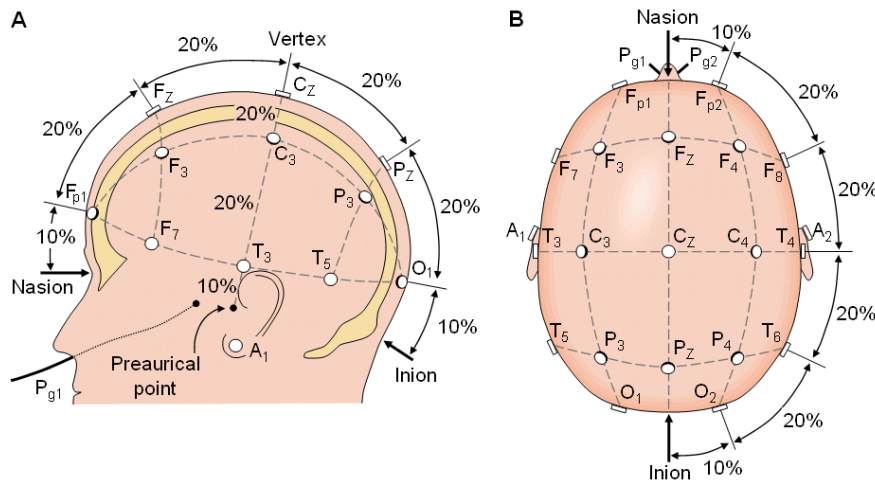
que, cada canal regista a diferença de potencial entre dois eléctrodos específicos.

O sensor aqui desenvolvido obedece aos parâmetros teóricos da montagem bipolar [25].

Na maioria dos laboratórios e clínicas, os eléctrodos são colocados em posições estabelecidas de acordo com o denominado Sistema Internacional 10/20 (Figura 2.3). Este método, recomendado pela Federação Internacional das Sociedades de Electroencefalografia e Neurofisiologia Clínica em 1958, refere-se ao posicionamento de 19 eléctrodos. Acrescentam-se ainda os eléctrodos A1 e A2 que se conectam respectivamente aos lobos das orelhas esquerda e direita e são usados como eléctrodos de referência [23].

O posicionamento dos eléctrodos tem como base dois pontos de referência: o Nasion, que é a depressão situada no topo do nariz ao nível dos olhos; e o Inion, que é a saliência óssea situada na linha média da base do crânio na parte posterior da cabeça. A partir destes pontos, os perímetros cranianos são medidos nos planos transversais e longitudinais. As localizações dos eléctrodos são determinadas pela divisão desses perímetros em intervalos de 10% e 20% conforme a Figura 2.3 [24].

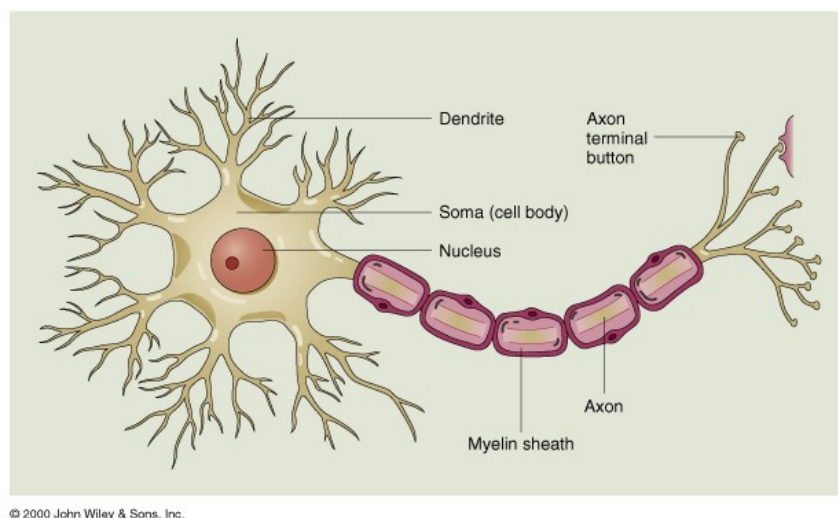
O principal objectivo do sistema internacional 10/20 é permitir uma fácil comparação entre resultados obtidos em diferentes laboratórios [23]. As letras Fp, F, C, P, O e T referem-se, respectivamente, às linhas de eléctrodos pré-frontais, frontais, centrais, parietais, occipitais e temporais [24]. Os índices ímpares correspondem ao hemisfério esquerdo e os pares ao direito [1]. Os eléctrodos da linha média são representados por Fz, Cz e Pz.



**Figura 2.3:** Posição esquemática dos eléctrodos segundo o Sistema Internacional 10/20 [23].

### 2.1.3 Base Neurofisiológica da EEG

Os equipamentos de electroencefalografia permitem registar em tempo real a expressão da actividade cerebral, consistindo a EEG na soma de actividade eléctrica produzida por uma população de neurónios. Os neurónios são células excitáveis com propriedades eléctricas intrínsecas, e a sua actividade produz campos eléctricos e magnéticos que podem ser registados por meio de eléctrodos e magnetómetros, respectivamente [2]. Apesar da grande variação de dimensões e forma nas diferentes partes do sistema nervoso, tal como representado na Figura 2.4, todos os neurónios têm a mesma estrutura básica, apresentando assim três elementos principais: um corpo celular; um prolongamento que parte do corpo celular, o *axónio*; e vários prolongamentos em redor do corpo celular, os *dendritos* [26]. O corpo celular contém o núcleo e o seu citoplasma circundante, sendo o local onde ocorre grande parte do metabolismo do neurónio, especialmente o relacionado com a síntese proteica. Os *dendritos* são prolongamentos que surgem do corpo celular como múltiplas ramificações arboriformes, formando colectivamente uma árvore dendrítica. Toda a superfície dos ramos dendríticos é coberta por pequenas protusões denominadas espículas dendríticas, as quais estabelecem numerosas conexões sinápticas axonais. Os neurónios possuem um único axónio, que se origina do corpo celular a partir do cone de implantação e que termina ao nível de uma arborização terminal, o telodendro. Cada ramo terminal do telodendro possui uma terminação dilatada, a que se dá o nome de terminal sináptico ou sinapse [26,27].



**Figura 2.4:** Ilustração dos componentes principais de um neurónio [28].  
Dendrite (*Dendrite*); corpo celular (*cell body*); Axónio (*Axon*)

As células da glia ou células nevróglas pertencem ao sistema nervoso central (SNC) e encontram-se junto aos neurónios. Existem cerca de 10 células nevróglas para cada neurónio, cuja função é a sustentação do tecido nervoso [26].

### Actividades Neuronaes

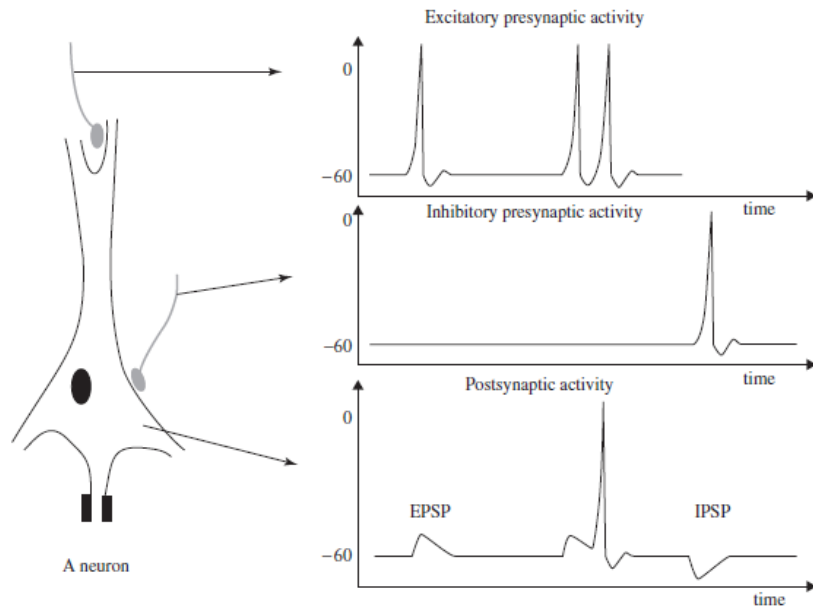
As actividades do SNC estão maioritariamente relacionadas com a transferência de correntes sinápticas que se podem estabelecer entre axónios e dendritos de variadas formas.

Quando a membrana do corpo celular de um neurónio é penetrada por um microeléctrodo, pode registar-se no espaço intracelular um potencial de cerca de 60-70 mV com polaridade negativa. Este potencial de membrana está sujeito a múltiplas flutuações que derivam principalmente de variações nas actividades sinápticas [1]. Se um potencial de acção, que é o transportador da informação ao longo do axónio, percorrer uma fibra nervosa, que termine ao nível de uma sinapse excitatória, um potencial pós-sináptico excitatório (EPSP) desenvolver-se-á no neurónio seguinte. Se dois potenciais de acção viajarem ao longo de um curto trajecto numa mesma fibra, haverá a soma de EPSP, que irão desencadear um potencial de acção no neurónio pós-sináptico após se ter atingido o limiar de excitabilidade. Por outro lado, se um potencial de acção viajar ao longo de uma fibra cuja terminação seja uma sinapse inibitória, ocorrerá então uma hiperpolarização, que representa um potencial pós-sináptico inibitório (IPSP) [29]. A Figura 2.5 apresenta uma representação esquemática das actividades mencionadas.

### Potenciais de Acção

A origem de um potencial de acção reside na troca iónica ao longo da membrana neuronal, reflectindo uma alteração temporária no potencial de membrana que é transmitido pelo axónio. Na formação de um potencial de acção participam iões como o potássio ( $K^+$ ) e o sódio ( $Na^+$ ), os quais figuram em altas concentrações dentro e fora das células, respectivamente. A bomba  $Na^+/K^+$  é responsável por manter esse gradiente de concentração.

As células excitáveis, como os neurónios, possuem canais especiais de  $Na^+$  e  $K^+$  com canais que abrem ou encerram em resposta ao potencial da membrana. A Figura 2.6 representa os estádios que ocorrem durante a evolução de um potencial de acção.



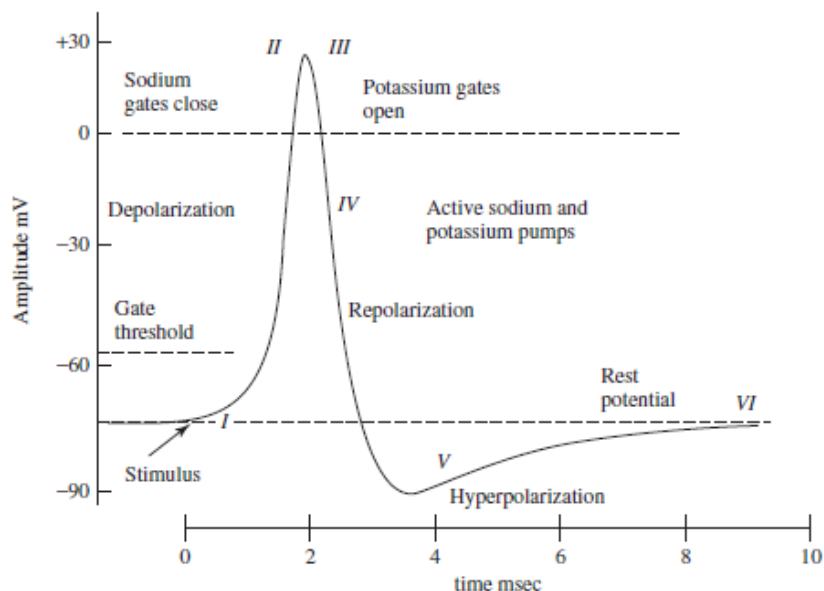
**Figura 2.5:** Alterações no potencial de membrana e correntes de fluxo durante a activação sináptica [1].

O modelo utilizado nessa experiência é o axónio gigante da lula. De referir, que no ser humano os potenciais de acção variam entre -60 a 20 mV, aproximadamente [13].

Em condições normais, o potencial de acção inicia-se ao nível do corpo celular propagando-se numa única direcção. Quando ocorre a estimulação dos dendritos do neurónio, dá-se a abertura dos canais de  $\text{Na}^+$ , permitindo a entrada desse catião na célula. Desta forma, existe um aumento de cargas positivas e a membrana despolariza, ou seja, o potencial de membrana torna-se mais positivo. Como se pode observar na Figura 2.6 no estágio I, se a entrada de  $\text{Na}^+$  for suficiente para que haja uma passagem do potencial de membrana de -60mV para -50mV, o limiar de excitabilidade é atingido e o processo de formação do potencial de acção desencadeia-se. Desta forma, existe a abertura de mais canais de  $\text{Na}^+$  e o influxo deste ião eleva o valor do potencial de membrana para aproximadamente 20mV, denominando-se este processo despolarização (estádio II). Seguidamente os canais de  $\text{Na}^+$  encerram e os de  $\text{K}^+$  abrem lentamente (estádio III), proporcionando o tempo necessário para que a despolarização se complete. Com a abertura dos canais de  $\text{K}^+$  e o efluxo deste ião, a célula começa a repolarizar e o seu potencial de membrana a aproximar-se progressivamente do potencial de repouso, como se observa no estágio IV da Figura 2.6. Tipicamente o potencial de membrana atingido durante a repolarização é mais negativo que o potencial de repouso, sendo de

aproximadamente  $-90\text{mV}$  (estádio V). Este fenómeno é denominado hiperpolarização e embora pareça contraproducente, tem uma importância fisiológica extrema, uma vez que, evita que se atinja o limiar de excitabilidade durante um determinado período de tempo, independentemente da intensidade do novo estímulo. Parte da importância da hiperpolarização deve-se ao facto de prevenir que um estímulo uma vez enviado ao axónio desencadeie um novo potencial de acção na direcção oposta, garantindo deste modo que o sinal prossegue numa única direcção. Após a hiperpolarização, a bomba  $\text{Na}^+/\text{K}^+$  restabelece o potencial de repouso de  $-70\text{mV}$  (estádio VI) [1,13].

O nervo requer aproximadamente dois milissegundos após o estímulo, durante o estágio V, antes que outro estímulo esteja presente. Durante este período, que se designa por período refractário, nenhum outro potencial de acção pode ser gerado.



**Figura 2.6:** Evolução de um potencial de acção num modelo de axónio gigante de lula [1].

### Geração do Sinal de Electroencefalografia

O sinal de EEG é uma medida das correntes que fluem durante as excitações sinápticas dos dendritos de muitos neurónios piramidais no córtex cerebral. Quando há activação neuronal, são produzidas nos dendritos correntes sinápticas que geram um campo magnético mensurável por aparelhos de magnetoencefalografia (MEG) e um campo eléctrico ao nível do escalpe, mensurável por sistemas de EEG [30].

A soma de potenciais pós-sinápticos tanto no tempo, como no espaço, de células piramidais causa diferenças de potencial eléctrico, criando dipolos eléctricos entre o corpo celular e os dendritos apicais dos neurónios. A corrente presente no cérebro é gerada principalmente pelo bombeamento de iões positivos de sódio,  $\text{Na}^+$ , potássio,  $\text{K}^+$  e cálcio,  $\text{Ca}^{2+}$  e de iões negativos de cloro,  $\text{Cl}^-$ , através das membranas neuronais segundo o potencial de membrana [1].

A electroencefalografia permite a obtenção de *registos espontâneos*, onde as diferenças de potencial são medidas continuamente e sem aplicação de estímulos exteriores, e de *registos evocados*, que são potenciais associados à resposta cerebral a um estímulo visual, auditivo ou sensorial [30]. O sensor desenvolvido tem aplicação na obtenção dos dois tipos de registo mencionados, a qual se aprofunda posteriormente em capítulo próprio.

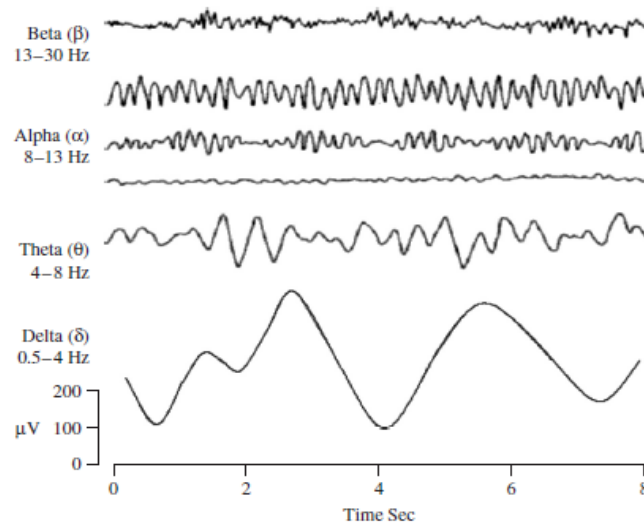
### Ritmos Cerebrais

A EEG apresenta essencialmente cinco tipos de ondas, as quais se distinguem pela sua banda de frequência, que da mais baixa para a mais alta frequência são: alfa, teta, beta, delta e gama. No adulto saudável, as amplitudes e frequências desses sinais alteram-se de acordo com a idade e o estado fisiológico, nomeadamente com o grau de alerta, patologias neurológicas, alterações metabólicas e uso de estupefacientes [19]. Na Figura 2.7 estão representados os ritmos cerebrais típicos, com os seus níveis de amplitude usuais.

O ritmo delta, com frequências no intervalo 0,5-4Hz, está primariamente associado ao sono profundo. Neste estágio, as ondas delta têm, frequentemente, amplitudes elevadas (75-200 $\mu\text{V}$ ), mostrando uma coerência ao nível de todo o escalpe [19].

As ondas teta encontram-se no intervalo de frequências de 4-7Hz. Raramente ocorrem nos humanos adultos, mas segundo alguns estudos, estas ondas podem desempenhar um papel importante durante a infância. Este tipo de ondas, detectadas num adulto em estado de alerta, pode ser revelador de várias patologias [19].

As ondas alfa surgem ao nível da metade posterior da cabeça, sendo geralmente encontradas sobre a região occipital do cérebro. O seu intervalo de frequências encontra-se entre 8-13Hz, e o seu sinal adopta frequentemente uma forma aproximadamente sinusoidal. Consta na comunidade científica que as ondas alfa indicam um estado



**Figura 2.7:** Ritmos cerebrais normais, em ordem decrescente de frequências [1].

de relativa consciência, embora este seja um estado em que o indivíduo se encontra relaxado, sem manifestações de atenção ou concentração. A actividade alfa é induzida pelo encerramento dos olhos, sendo reduzida ou eliminada com a sua abertura, pela audição de sons não familiares, pela ansiedade e concentração mental. A amplitude das ondas alfa é maior sobre as áreas occipitais, rondando  $50\mu V$ . No entanto, a origem e significado fisiológico das ondas alfas não estão ainda totalmente esclarecidos [18].

A onda beta é a actividade eléctrica cerebral entre 14 a 26Hz, sendo encontrada principalmente sobre as regiões frontal e central. Representa o ritmo cerebral patente no adulto acordado, que se associa com o pensamento activo, a atenção, a focalização no mundo exterior, ou com a resolução de problemas concretos. Um nível excessivo de actividade beta pode ser adquirido, por exemplo, numa crise de pânico [1].

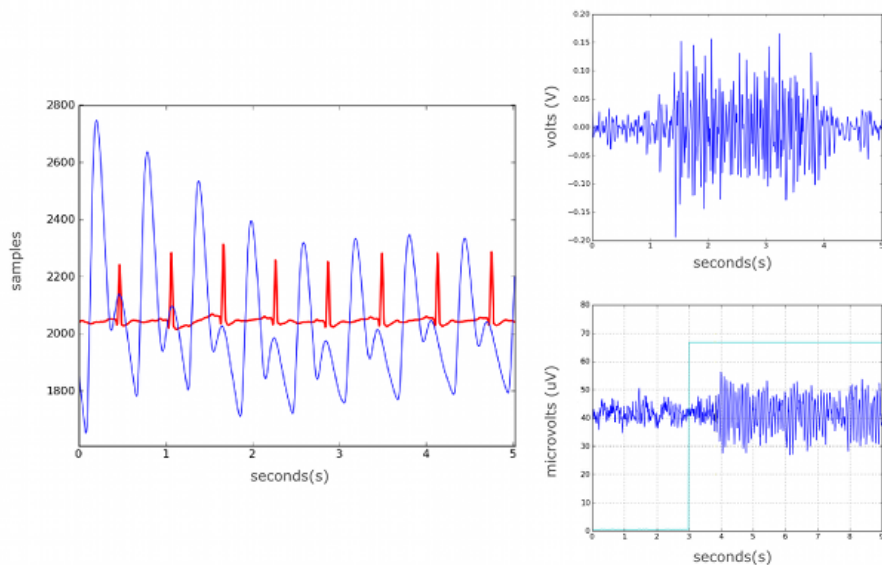
As frequências acima dos 30Hz (principalmente acima dos 45Hz) correspondem ao intervalo gama. A actividade gama está associada ao processamento de informação, como o reconhecimento de um estímulo sensorial; e com a activação de movimentos voluntários. Embora as amplitudes destes ritmos sejam bastante baixas e de rara ocorrência, a detecção dos mesmos pode ser utilizada para confirmar certas patologias cerebrais [19].

## 2.2 Teoria da Aquisição de Sinal

Em teoria de sinais, um sinal é uma grandeza associada a um fenómeno físico como a humidade relativa ou o potencial eléctrico encefálico. Ao estar sujeito a uma forma de variação, pode dizer-se que transporta algum tipo de informação. Matematicamente, um sinal é representado por uma função de uma ou mais variáveis independentes que, no caso de sinais como o EEG, é o tempo. Quando esta variável independente toma valores que pertencem ao conjunto dos números reais, ou seja, que pode tomar qualquer valor dentro de um determinado intervalo, diz-se que é uma variável contínua. Se por outro lado a variável independente estiver restrita a valores discretos, diz-se que temos uma variável discreta [31].

### 2.2.1 Sinal Analógico

Um sinal analógico é um sinal que pode assumir infinitos valores dentro de um determinado intervalo, sendo contínuo quer no tempo quer na amplitude. Um sinal analógico é caracterizado pela forma, amplitude e frequência. Exemplo disso são os sinais biológicos, representados na Figura 2.8. O sinal é identificado através da sua forma, frequência e amplitude. A partir destes dados, é possível retirar informação sobre a sua fonte [31].



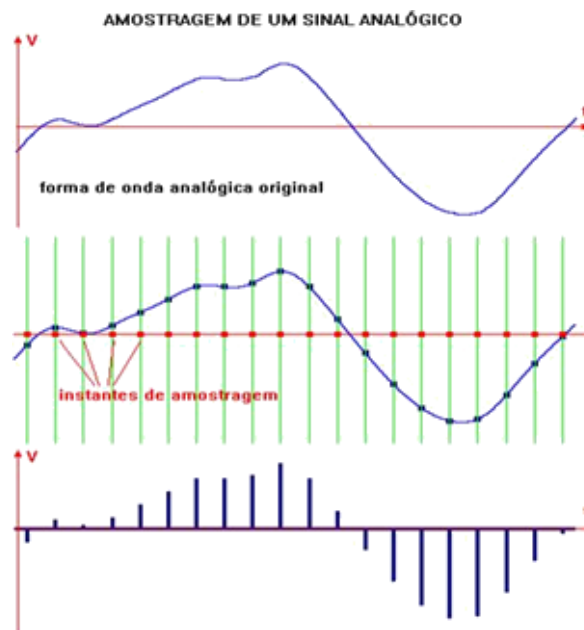
**Figura 2.8:** Representação de sinais biológicos. À esquerda: sinal de plestimografia a azul e sinal de electrocardiografia (ECG) a vermelho. À direita em cima: sinal de electromiografia (EMG). À direita em baixo: sinal de EEG.



### 2.2.2 Sinal Digital

Um sinal digital é um sinal discreto e quantizado, ou seja, toma apenas um número finito de valores quer no domínio do tempo, quer no da amplitude.

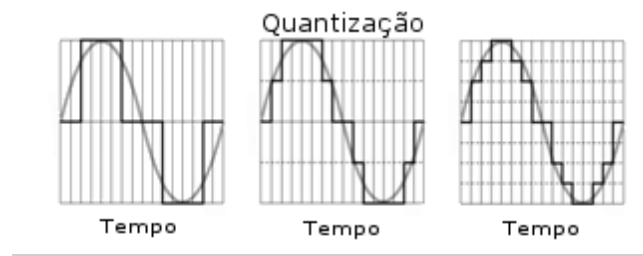
Um sinal digital pode ser amostrado e quantizado a partir de um sinal analógico. No processo de amostragem, o sinal no tempo discreto é constituído por uma sequência de valores que o sinal analógico toma em determinados instantes de tempo sucessivos, como é possível observar na Figura 2.9. Cada valor que o sinal de tempo discreto toma denomina-se amostra. A condição que regula a frequência ou taxa com que cada amostra é adquirida denomina-se frequência de amostragem. A frequência de amostragem deve obedecer ao teorema de Nyquist<sup>1</sup>. Segundo este, a frequência de amostragem de um sinal deve ser igual ou superior ao dobro da frequência mais alta do sinal que pretendemos medir [31], para impedir o efeito de *espelhamento espectral*.



**Figura 2.9:** Processo de amostragem, adaptado de [31].

No processo de quantização representa-se o intervalo de valores infinitos da amplitude do sinal analógico através de um conjunto de valores finitos (Figura 2.10). Este processo é feito na prática através de um conversor analógico digital (*analog to digital converter ADC*) [32].

<sup>1</sup>Teorema de Nyquist: Dado um sinal analógico  $x(t)$ , com limitada banda de frequências, é necessária uma frequência de amostragem superior ao dobro da máxima frequência do sinal, para que este possa ser reconstruído matematicamente. Sendo a frequência de amostragem  $f_s$ , então a banda de frequências,  $B$ , do sinal amostrado deve respeitar  $B < f_s/2$  e  $f_s/2$  é a frequência de Nyquist.



**Figura 2.10:** Diferentes resoluções no processo de quantização.

Um *ADC* tem duas características fundamentais, são elas a taxa de amostragem e a resolução. A taxa de amostragem é, como referido anteriormente, o número de amostras adquirido por intervalo de tempo. A resolução é dada pelo número de níveis de saída que o *ADC* usa para codificar a gama de entrada. Na Figura 2.10 verificam-se diferentes quantizações com diferentes resoluções. A primeira com três níveis, a segunda com cinco níveis e a terceira com nove níveis de saída [32,33].

No presente trabalho, o sinal analógico é acondicionado pelo sensor desenvolvido e a digitalização e envio *bluetooth* do sinal é realizada pelo sistema *bioPLUX* [34], cujo *ADC* tem 12bits (4096 níveis distintos) e uma frequência de amostragem de 1000Hz.

## 2.3 Electrónica Analógica

Como o nome indica, os circuitos analógicos são aqueles que baseiam o seu funcionamento em sinais analógicos, em oposição aos circuitos digitais, que se baseiam em sinais digitais. É importante referir que ambos os circuitos podem ser explicados de acordo com a teoria da electrónica analógica [32]. Dentro dos circuitos analógicos destacam-se os amplificadores e os filtros, por serem a base do trabalho desenvolvido.

### 2.3.1 Amplificação

De um ponto de vista conceptual, a amplificação é a operação de processamento de sinal mais simples. A necessidade de amplificação surge, na maioria dos casos, devido à baixa amplitude do sinal à saída dos transdutores. A maioria dos sinais electrofisiológicos tem amplitudes na ordem dos mV, ou mesmo  $\mu V$ , como é o caso do sinal à saída dos eléctrodos de EEG. Estas amplitudes dificultam qualquer operação de amostragem, visualização, condicionamento e tratamento de sinal. A maior parte dos *ADC*'s tem uma gama de entrada de 0V a 5V e tendo em conta uma resolução típica de 12bits

(4096 níveis de conversão), teremos o sinal digitalizado em patamares de  $1220\mu\text{V}$ . Se o sinal a ser medido possuir uma amplitude de  $100\mu\text{V}$ , ficará sempre dentro da incerteza do conversor, tornando impossível a amostragem do sinal.

As principais características de um amplificador são o ganho, a linearidade e o factor de mérito. O ganho define-se como a razão entre a amplitude do sinal de saída e a amplitude do sinal de entrada. Este deve ser sempre projectado de forma a aproximar a gama de saída da amplificação o mais próximo possível da gama de entrada do *ADC*, para obter a máxima resolução do sistema. A linearidade relaciona-se com a capacidade que o amplificador tem de manter, à saída, a forma do sinal de entrada, sem que haja distorção da informação. O factor de mérito está relacionado com a resposta em frequência do amplificador. Um amplificador linear respeita a relação representada na equação 2.1, onde  $V_i$  e  $V_o$  são o sinal de entrada e de saída, respectivamente [32].

$$V_o(t) = AV_i(t) \quad (2.1)$$

### Amplificadores operacionais

Em electrónica a forma mais comum de amplificar um sinal é através do *amplificador operacional* (*ampop*). O amplificador operacional é uma abstracção funcional de um circuito eléctrico real. A sua utilização inicial está relacionada com a realização de operações matemáticas. É basicamente um dispositivo amplificador de tensão, caracterizado por um elevado ganho em tensão, impedância de entrada elevada, impedância de saída baixa e elevada largura de banda. A relação entre a entrada e a saída de um amplificador - geralmente expressa em função da frequência de entrada - é denominada função de transferência do amplificador, e a magnitude da função de transferência denomina-se ganho. Idealmente, o ganho seria infinito, na prática este está limitado pela tensão de alimentação. Quando a tensão de saída é limitada pelos valores de alimentação diz-se que o *ampop* está em regime de saturação. Por outro lado, quando a tensão de saída é proporcional à diferença de potencial entre os seus terminais de entrada, com uma constante de proporcionalidade, ganho, de valor elevado, diz-se que está em regime linear. Este circuito é normalmente dotado de uma malha de realimentação, negativa ou positiva consoante o tipo de montagem, para controlo do ganho e podem ser associados a outros semelhantes, em estruturas de múltiplos andares.

Na prática, a escolha de um *ampop* é feita com base em parâmetros relacionados com a performance do amplificador. i) A tensão de *offset*, que é a tensão contínua que o amplificador impõe ao sinal de saída; ii) o *drift*, que é a variação da tensão de saída com a temperatura; iii) o valor de ruído adicionado pelo amplificador; iv) o consumo; v) o valor da corrente parasita que entra nos terminais do amplificador (*input bias current*); vi) a gama de valores de alimentação; vii) as características do ganho em função da frequência (factor de mérito); viii) e a tensão de entrada e de saída linha-a-linha (*rail-to-rail*). Esta última característica está relacionada com a capacidade da tensão de entrada ou de saída se aproximar do valor da tensão de alimentação. Na escolha de um amplificador são também considerados factores como o preço e as dimensões do *package*.

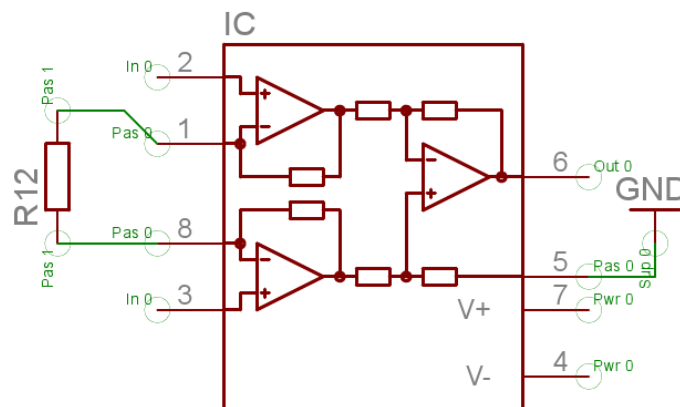
### Amplificadores de instrumentação

É comum haver aplicações onde o pretendido é amplificar uma diferença entre dois pontos. A topologia diferencial permite amplificar uma diferença de potencial entre dois pontos, garantindo a máxima impedância do modo comum.

Em teoria um *ampop* comum também pode ser utilizado para amplificar a diferença de tensão entre os seus terminais, esta montagem denomina-se *diferencial amplifier*. Caracteriza-se pela rejeição de modo comum, ou seja, a atenuação dada ao sinal que é comum aos dois terminais, que teoricamente deve ser elevada, e pelo ganho de modo diferencial, ou seja, a amplificação dada à diferença de sinal nos dois terminais. O desempenho deste circuito é limitado pela relativamente baixa impedância de entrada e pelo ganho diferencial [32].

O amplificador de instrumentação surgiu como a solução que permite amplificar a diferença entre dois pontos, superando as limitações do circuito anterior. O princípio básico deste circuito é a utilização de três *ampops* na configuração idêntica à da Figura 2.11. Ao introduzir um seguidor de tensão em cada entrada do amplificador diferencial, aumenta-se a impedância de entrada para valores muito superiores aos do circuito diferencial.

O ganho de modo diferencial é facilmente manipulado pela resistência R12 como vemos na Figura 2.11. As características que influenciam a escolha de um determinado amplificador de instrumentação são as mesmas que as do *ampop* (*rail-to-rail*, *drift*,



**Figura 2.11:** Arquitetura típica de um amplificador de instrumentação.

Nos terminais 1 e 8 temos a resistência R12 que regula o ganho. O terminal 6 é a saída do amplificador. O terminal 4 e 7 são a alimentação do circuito e o terminal 2 e 3 são as entradas do amplificador.

*offset voltage*) acrescentando-se a *rejeição de modo comum* (*CMRR*). Esta é a medida em dB da atenuação do sinal comum aos dois terminais e na grande maioria dos circuitos do mercado já se encontra acima dos 100dB.

### 2.3.2 Filtragem

No âmbito da aquisição de sinal, a filtragem é o processo que permite seleccionar a banda de aquisição e rejeitar as componentes do sinal com frequências indesejadas. O ruído de 50Hz introduzido pela rede é um exemplo comum de uma frequência indesejada. A filtragem adequada também evita o efeito de *espelhamento espectral* (*aliasing*), que surge quando a frequência de amostragem é inferior ao dobro da maior frequência de interesse (teorema de Nyquist).

Na electrónica analógica a filtragem de sinal é feita com recurso a filtros, que podem ser activos ou passivos. Os filtros activos utilizam componentes activos como *ampops* para atribuir um ganho superior à unidade às frequências desejadas, e ganho unitário às frequências não desejadas. Os filtros passivos utilizam componentes passivos como resistências e condensadores para atenuarem, com ganho o mais próximo possível de zero, as frequências não desejadas, e atribuem ganho unitário às frequências de interesse. No apêndice A será especificado o tipo de filtro utilizado neste trabalho bem como o seu comportamento dinâmico e frequências de corte.

## 2.4 Qualidade de Sinal e Factores Condicionantes

A qualidade da aquisição de biopotenciais como o EEG depende de um conjunto de factores. Alguns podem ser controlados ou minimizados como é o caso dos artefactos de movimento, interferências electromagnéticas ou o contacto irregular com a pele. O sinal de EEG ultrapassa tecidos com diferentes resistências galvânicas como a pele e o osso, o grau de vascularização e o próprio movimento do sangue, por se tratar de um fluido com resistência eléctrica inferior à dos restantes tecidos, também geram influências no sinal medido à superfície do escalpe. Outro exemplo de interferências que não podem ser controladas são as influências geradas por outro tipo de sinal biológico que contamina o sinal que se pretende medir, exemplo disso é a influência que o sinal de *electrooculografia* tem sobre o EEG da zona frontal, ou a influência que o músculo oblíquo superior da cabeça tem sobre o sinal adquirido na zona occipital.

Os artefactos de movimento surgem de uma movimentação do eléctrodo em relação à superfície do escalpe, originando um desequilíbrio na interface eléctrodo-electrólito. Este desequilíbrio afecta a distribuição de cargas e origina biopotenciais parasitas. Este efeito pode ser minimizado através do melhoramento do sistema de fixação dos eléctrodos ao escalpe. O problema do contacto irregular entre a superfície de detecção e a pele é minimizado através de uma cuidada limpeza da superfície cutânea em conjunto com a utilização de gel de contacto, colocado entre o eléctrodo e a pele. Em alternativa podem ser utilizados eléctrodos que já possuam gel condutor. O gel condutor tem a função de homogeneizar a superfície de contacto e reduzir a impedância entre a pele e os eléctrodos.

As interferências electromagnéticas constituem um dos grandes desafios dos projectistas de todo o tipo de dispositivos electrónicos, em especial no caso dos dispositivos de aplicação médica que exigem medidas rigorosas. Qualquer equipamento deve ser desenhado de forma a trabalhar sem influência de fontes de ruído externas, nem deve ele próprio constituir uma fonte de ruído para outros dispositivos.

Ruído em electrónica é uma flutuação aleatória do sinal eléctrico. Este pode ser intrínseco ao funcionamento do circuito, como por exemplo, o ruído térmico proveniente de outros circuitos ou de factores ambientais. O resultado prático do ruído é uma interferência prejudicial ao sinal que se pretende medir. O ruído nunca pode ser completamente eliminado, pode apenas ser reduzido ao nível da sua emissão e da

susceptibilidade do circuito ao mesmo, até que a interferência causada seja o menor possível.

No apêndice de A, serão descritas em maior detalhe, as opções tomadas no sentido de melhorar os factores condicionantes da qualidade do sinal, no presente trabalho.

# Capítulo 3

## Desenvolvimento do Sensor

Neste capítulo é feita, inicialmente, uma contextualização da problemática da aquisição de sinais de EEG. Seguidamente apresentam-se os requisitos que orientaram o desenvolvimento do projecto e a forma como este decorreu. Posteriormente faz-se a descrição do *hardware* e do encapsulamento do sensor de electroencefalografia. Por fim descreve-se o sistema de aquisição utilizado.

### 3.1 Processo de Aquisição

O processo de desenvolvimento de um protótipo funcional passa por diversas fases, sendo a primeira reunir a informação existente no mercado e compreender o mecanismo de aquisição de sinais. Em traços gerais, o problema da aquisição e envio de sinais bioeléctricos é descrito através de quatro conceitos:

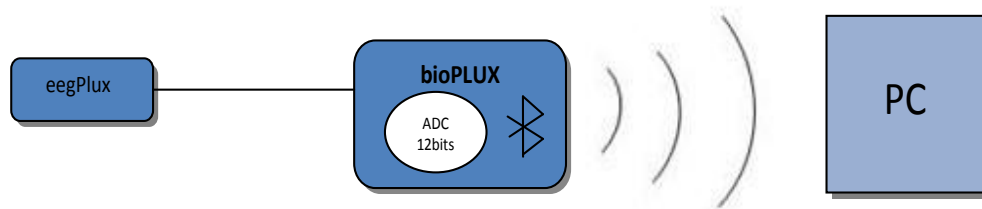
- **Transdução**
- **Acondicionamento**
- **Digitalização**
- **Processamento**

No caso da aquisição de biopotenciais, a transdução trata-se de uma conversão de um sinal bioeléctrico num sinal eléctrico através de eléctrodos. O acondicionamento, engloba operações como a filtragem e amplificação analógica, preparando o sinal para que este possa ser digitalizado. Com o objectivo de melhorar a qualidade dos resultados



adquiridos, o acondicionamento do sinal analógico é realizado junto, o mais próximo possível, da zona de transdução do sinal. A digitalização, tal como foi referido no capítulo 2, é a conversão do sinal analógico em sinal digital. Esta etapa é realizada pelo sistema de aquisição e o objectivo centra-se na facilidade de transmissão sem fios de dados, visualização, processamento e armazenamento do sinal num computador.

Neste trabalho é desenvolvido um sensor que comporta as tarefas de transdução e acondicionamento perto da fonte do sinal, neste caso a cabeça. O sensor é desenvolvido para funcionar com o sistema de aquisição *bioPLUX*[34] que digitaliza e envia o sinal em tempo real para um computador, através de tecnologia *bluetooth*, de acordo com a Figura 3.1.



**Figura 3.1:** Esquema da arquitectura do sistema de aquisição.

Os sinais biomédicos de interesse neste trabalho são de muito baixa amplitude, na ordem dos  $\mu V$ , e partilham o espectro electromagnético com ruído que apresenta amplitudes milhares de vezes superior. Este ruído é proveniente das mais variadas fontes, como é descrito no capítulo 2. Desenvolver um sistema de acondicionamento eficiente para este tipo de sinais revelou ser um desafio de complexidade elevada que seguidamente se descreve.

## 3.2 Análise de Requisitos

A segunda fase de desenvolvimento consiste em delinear estratégias para cumprir os requisitos do projecto. Neste caso, os requisitos do projecto foram o desenvolvimento de um sensor de EEG localizado. O sensor deve reproduzir resultados que permitam a identificação de actividade cerebral específica como o ritmo alfa ou os potenciais evocados.

Pretende-se que o sensor permita uma utilização em ambiente clínico e ambulatorio, seja de fácil utilização e funcione integrado no sistema de aquisição *bioPLUX* [34]. Para

tal o sensor deve cumprir um conjunto de requisitos técnicos, representados na Tabela 3.1.

**Tabela 3.1:** Requisitos técnicos do eegPLUXv.

Parâmetro	Mínimo.	Típico	Máximo	Unidades
Ganho	-	> 20000	-	NA
Largura de banda (com atenuação < -3dB)	0,5 < 1	-	30 < 50	Hz
CMRR	-	> 100	-	dB
Impedância de entrada	-	> 100M	-	ohm
Gama de alimentação	-	0 - 5	-	V
Consumo de corrente	-	-	< 5	mA
Temperatura de funcionamento	<-5	-	>+70	°C
Peso	-	< 100	-	g

### 3.3 Processo de Desenvolvimento

Numa primeira fase foram testadas diferentes abordagens ao problema utilizando componentes de tecnologia DIP (*Dual In-Line Package*). A configuração dos componentes com este encapsulamento permite a fácil implementação na placa de ensaios (*bread-board*). Porém, a qualidade do sinal adquirido era quase inqualificável, a elevada contaminação de ruído sobrepunha-se a qualquer tipo de sinal de EEG. Contudo, através de um conjunto de técnicas relativamente elaboradas (desacoplamento dos integrados, alimentação do circuito através de baterias, afastamento da placa de ensaios de fontes de alimentação, entre outras) foi possível isolar o ruído para níveis que permitiram retirar conclusões sobre a direcção a seguir, quer na arquitectura do circuito, quer no dimensionamento dos componentes. Desta forma, colocou-se de parte a versão 1.0 do *eegPLUX* e avançou-se para uma nova versão.

O passo seguinte foi a implementação do circuito com um canal de aquisição, numa placa de circuito impresso (*Printed circuit board*, PCB) com componentes de tecnologia MSOIC no caso dos circuitos integrados, e SMD0402 para as resistências e condensadores. Neste ponto, foi possível dimensionar os componentes de forma a otimizar e adaptar ao máximo as frequências de corte e o ganho do circuito às características do sinal e do ambiente. À versão implementada em PCB com um canal de aquisição atribuiu-se o nome *eegPLUXv1.1* (Figura 3.2).

A versão actual do sensor utiliza a arquitectura da versão 1.1 mas é constituída por



**Figura 3.2:** Fotografia do equipamento *eegPLUXv1.1*.

três canais de aquisição em malha fechada, ou seja, com as entradas de cada amplificador ligadas entre si, numa topologia triangular. A versão actual é então denominada *localized eegPLUXv1.2*. Por omissão, no decorrer da dissertação, nomeadamente no capítulo de validação, esta versão é simplesmente denominada por *eegPLUX* (Figura 3.3).

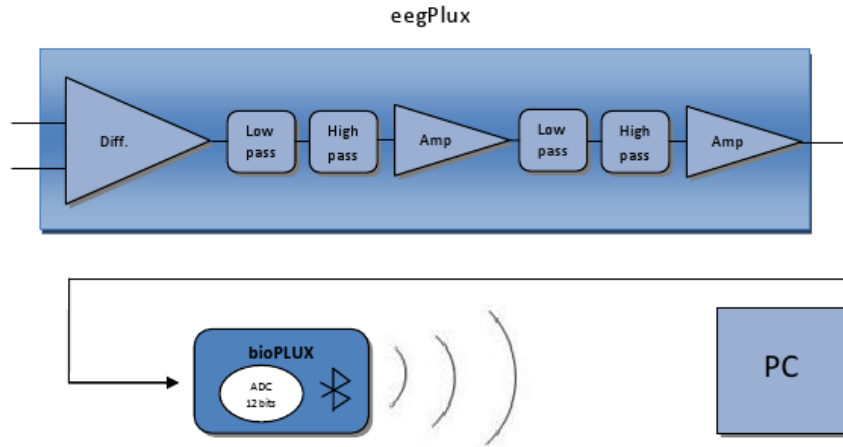


**Figura 3.3:** Fotografia do equipamento *eegPLUXv1.2*.

### 3.4 O Sensor de Electroencefalografia

O circuito base do sensor de EEG é composto por três andares de amplificação e dois andares de filtragem como é visível na Figura 3.4. A topologia de amplificação e filtragem por blocos, tem como objectivo a melhoria do comportamento do circuito, como é descrito em maior detalhe no apêndice A.

O ganho total do circuito é de 40000, ou seja, quatro vezes superior ao ganho de um electroencefalógrafo comum. Isto deve-se ao tipo de configuração para a qual o sensor



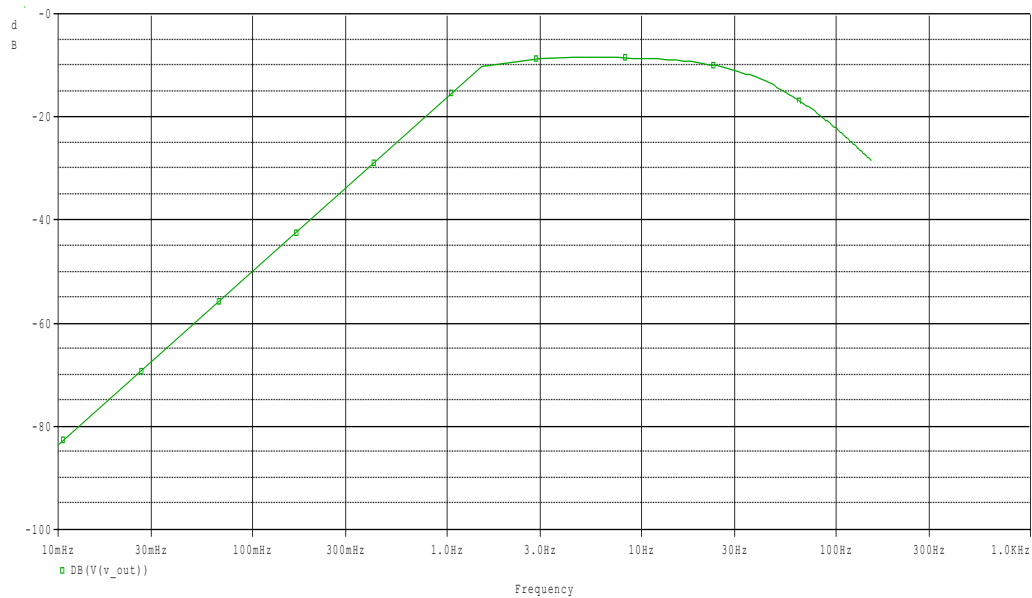
**Figura 3.4:** Arquitectura do sensor de EEG de um canal.

é projectado. Na medição em montagem bipolar a diferença de sinal entre dois pontos tende para zero à medida que os pontos se aproximam. Como é pretendido adquirir potenciais em pontos muito próximos, a diferença entre eles tem uma amplitude bastante mais reduzida e daí a necessidade de que o ganho se situe acima do valor típico. A consequência directa desta opção é uma sensibilidade acima da média. Se o sinal de saída do sensor for digitalizado a 12bits, ou seja, 4096 níveis, e este for alimentado a 5V, teremos uma sensibilidade de  $0,003\mu\text{V}$ . A elevada sensibilidade permite um acréscimo na informação adquirida mas também requer uma cadeia de filtragem mais eficiente.

No primeiro estágio de amplificação existe uma etapa de filtragem para eliminar o ruído de alta frequência logo à entrada do dispositivo de aquisição. A rejeição de modo comum do andar de amplificação é menos eficaz nas altas frequências, pelo que se torna importante a redução destas com o filtro de radio-frequências (*Radio Frequency Interference* RFI). Este filtro é interno ao módulo de amplificação diferencial e a sua frequência de corte é superior à largura de banda do restante circuito.

O sensor é composto por dois filtros passa-baixo e dois filtros passa-alto de acordo com a Figura 3.4. Esta abordagem permite remover o ruído de alta frequência tentando dar ênfase apenas às frequências dentro da banda de interesse. As frequências de corte, projectadas para cada filtro são de 0,79Hz para o passa-alto e 48,22Hz para o passa-baixo. Cada filtro possui um pólo real na sua frequência de corte que lhe confere uma atenuação de -3dB por década. Como são implementados dois filtros passa-baixo e dois filtros passa-alto, os pólos nessas frequências serão duplos. Em consequência

disso obtém-se uma atenuação de -6dB em relação ao máximo para as duas frequências de corte. Os filtros foram implementados e simulados em Pspice de forma a obter a resposta em frequência e o sinal de saída como resultado a diferentes estímulos de entrada. O resultado da simulação, referente à cadeia de filtragem encontra-se representado na Figura 3.5.



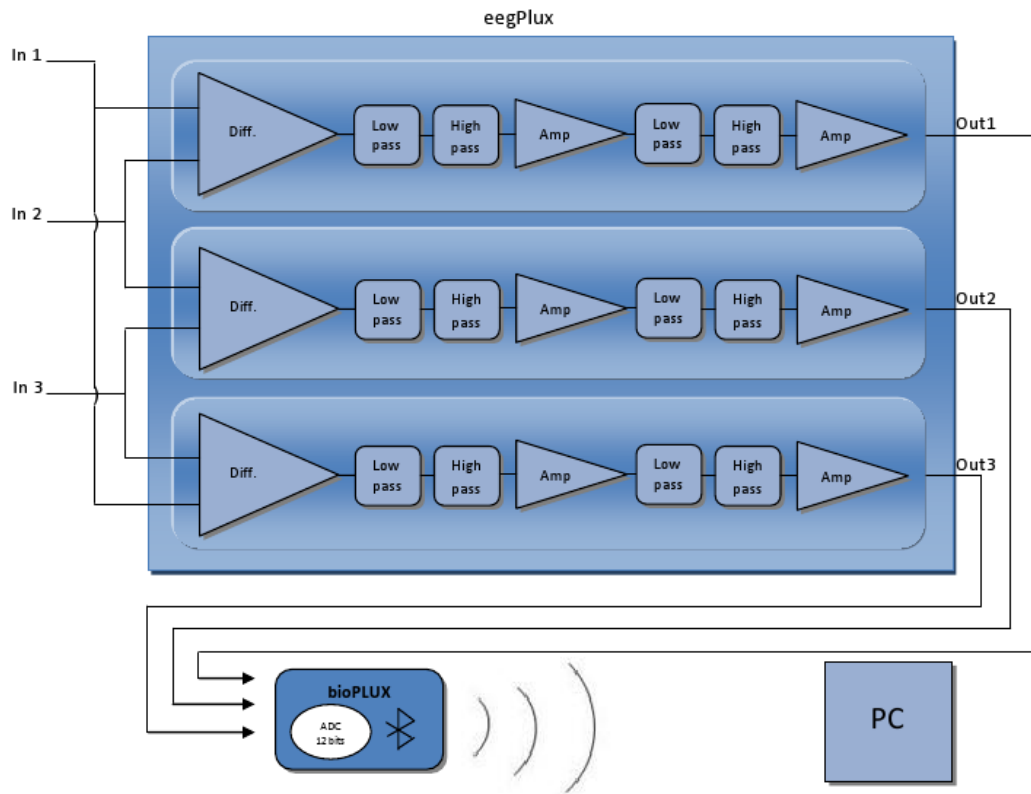
**Figura 3.5:** Resposta em frequência dos módulos de filtragem do sensor projectado.

A versão final do sensor de EEG é então uma montagem em malha fechada de três canais de aquisição onde cada um deles é igual ao circuito base acima descrito. A arquitectura da versão final é apresentada esquematicamente na Figura 3.6.

## 3.5 Transdução do Sinal

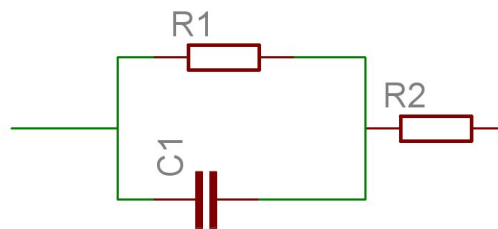
A transdução de um biopotencial é feita através de eléctrodos de superfície.

Os eléctrodos de superfície podem ser descartáveis ou reutilizáveis. Os eléctrodos descartáveis são *pregeled*, ou seja, possuem um gel de contacto para melhorar a sua condutividade. A superfície do eléctrodo é composta por Ag-AgCl. Estes eléctrodos descartáveis têm várias vantagens, como por exemplo, menor risco de infecção, exibem pequenas dimensões, possuem boas propriedades adesivas (que reduzem os artefactos de movimento) e boas propriedades eléctricas. Os eléctrodos reutilizáveis são de ouro ou prata e são fixados à superfície do escalpe através de um gel de fixação. Este gel



**Figura 3.6:** Esquema da arquitectura do sensor de EEG de três canais.

é aplicado e removido a cada utilização. A vantagem da utilização destes eléctrodos incide na melhor qualidade de sinal que eles permitem captar, devido às excelentes propriedades condutoras do ouro e da prata. A impedância eléctrica de um eléctrodo pode ser descrita com base num circuito RC simples como o da Figura 3.7.



**Figura 3.7:** Esquema representativo da impedância de um eléctrodo, onde C1 representa a componente capacitiva, R1 e R2 representam a componente resistiva.

Neste circuito, C1 representa a capacidade e R1 a resistência da dupla camada da interface eléctrodo-electrólito. A resistência R2 representa a impedância do fio em série com o electrólito.

Para altas frequências a impedância de C1 é muito baixa, logo a resistência é dada

por R2. Para baixas frequências ( $<100$  Hz) a impedância de C1 é muito elevada, logo a resistência total do circuito é dada por  $R1+R2$ . Nesta gama de frequências, o valor da impedância vai variar com a frequência. Através deste modelo prevê-se que para a banda de aquisição em causa a impedância será praticamente igual a  $R1+R2$ .

## 3.6 Encapsulamento do Sensor

O sensor *localized eegPLUX* assenta numa estrutura física estudada para suportar toda a electrónica de aquisição dos três canais e possibilitar o contacto com o escalpe de três pontos condutores, neste caso eléctrodos de Ag-AgCl, equidistantes entre si.

### 3.6.1 Base

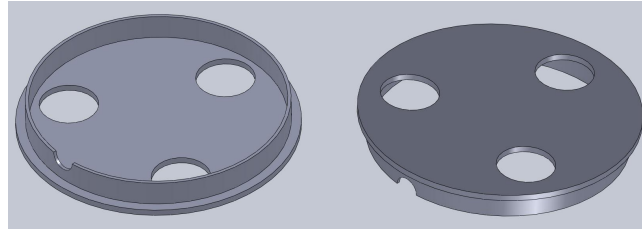
A base é constituída por um disco de 43mm de diâmetro e 1mm de espessura em polietileno de alta densidade (PEAD), com três furos de 9mm de diâmetro equidistantes entre si que servem de suporte às *snap*s (peça onde encaixam as superfícies de detecção). Possui um rebordo cilíndrico de 40mm de diâmetro com 5mm de altura e 0,5mm de espessura onde o topo encaixa.

O peso da peça é de 3g+-1g; possuindo rigidez suficiente para suportar as *snap*s e ao mesmo tempo as suas propriedades elásticas que cumprem o compromisso pretendido de adaptar a estrutura à curvatura do escalpe.

A condutibilidade eléctrica do PEAD é característica fundamental necessária ao bom funcionamento do conjunto, uma vez que a base encontra-se em contacto directo com as *snap*s de aquisição de sinal, logo teria que forçosamente ser um material não condutor, como é o caso. A resistência a altas temperaturas é outra característica do PEAD, que neste caso facilita o processo de aplicação de cola quente. O Polietileno de Alta Densidade é ainda inerte e atóxico, eliminando assim possíveis incompatibilidades com o tecido biológico, mesmo não estando esta em contacto directo com pele (Figura 3.8).

### 3.6.2 Topo

O topo encaixa directamente na base e tem a forma de uma calote com 43mm de diâmetro, 4mm de espessura, 10mm de altura e possui um furo lateral com 4mm de

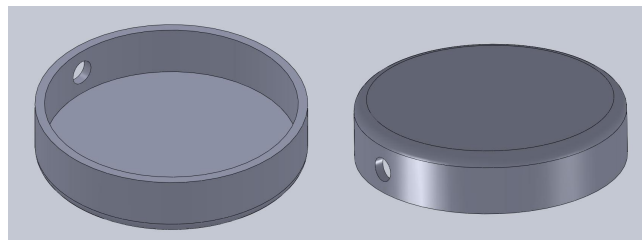


**Figura 3.8:** Desenho da base do sensor.

diâmetro para possibilitar a passagem de fios eléctricos. Tem um peso de  $4g \pm 1g$  e tem por base uma liga metálica de aço e estanho devidamente isolada com uma película externa inerte e não condutora.

O núcleo condutor da peça está ligada aos 5V de uma das três placas de aquisição, de modo a estabelecer o efeito de blindagem<sup>1</sup>.

A sua forma arredondada sem arestas vivas, facilita a moldagem de manga termoretráctil e o manuseamento da peça (Figura 3.9).



**Figura 3.9:** Desenho do topo do sensor.

### 3.6.3 *Snap*s

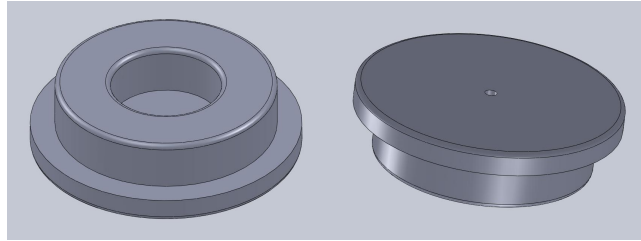
A *snap* é uma peça cilíndrica de bronze cromado com uma altura total de 3mm e um diâmetro de 11mm, com uma reentrância a 1mm de altura que encaixa na base. A superfície superior tem uma cavidade de 4,5mm de diâmetro onde encaixa o eléctrodo de aquisição. Cada snap pesa  $2 \pm 1g$  e tem uma resistência eléctrica inferior a 0,10ohms (Figura 3.10).

### 3.6.4 Conjunto

As *snap*s e as placas de circuito impresso são coladas à base através de cola quente. O topo fecha a parte superior do suporte e todo o conjunto é abraçado por manga termo-

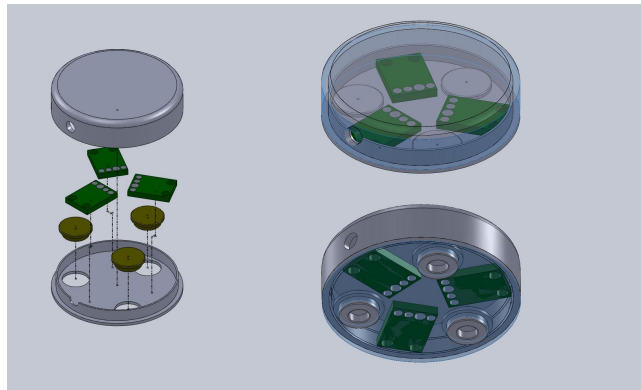
<sup>1</sup>Geração de uma barreira de potencial, neste caso para impedir a interferência de ruído.





**Figura 3.10:** Desenho da *snap*.

retráctil de cor branca com uma razão de compressão de 2:1 e de elevada flexibilidade. O conjunto pesa 50g+-1g e tem 43mm de diâmetro e 10mm de altura (Figura 3.11).



**Figura 3.11:** Desenho do conjunto. *Explode view* do topo, base, *snap*s e PCB.

### 3.7 Características do Sensor

As características técnicas do sensor estão apresentadas na Tabela 3.2 e a função de transferência do sensor está expressa na equação 3.1.

$$Sinal(t) = \frac{V_{out}}{40000} - 2,5 \quad (3.1)$$

No desenvolvimento do sensor foram respeitados os requisitos previamente definidos.

### 3.8 Sistema de Aquisição e Comunicação *wireless* com PC

O *bioPLUX* é o sistema responsável pela aquisição e pela transmissão *bluetooth* do sinal adquirido e condicionado pelo sensor de electroencefalografia. O *bioPLUX* é um conversor analógico de 12 bits com 8 canais de frequência de amostragem de 1000Hz.

**Tabela 3.2:** Características do *eegPLUXv1.2*.

Parâmetro	Mínimo.	Típico	Máximo	Unidades
Ganho	-	40000	-	NA
Largura de banda(-6dB)	0,79	-	48,22	Hz
CMRR	-	110	-	dB
Impedância de entrada	-	> 100M	-	ohm
Consumo de corrente	2,85	-	3,03	mA
Temperatura de funcionamento	-35	-	+85	°C
Diâmetro do sensor	42,5	-	43,5	mm
Altura do sensor	11,5	-	12,5	mm
Peso	49	50	51	g
Tipo de cabo	-	36AWG	-	NA
Isolamento do cabo	-	PFA (PerFluoro Alkoxy)	-	NA
Cobertura do sensor	-	manga termo-retráctil	-	NA

Possui também um canal digital de 1 bit, para sincronismo externo do sinal a adquirir [34].

O *bioPLUX* é um sistema portátil, de reduzidas dimensões, de boa ergonomia e com uma autonomia de dez horas. O sistema encontra-se representado na Figura 3.12.



**Figura 3.12:** Sistema de aquisição miniaturizado *bioPLUX*, com 8 canais de aquisição e envio *bluetooth*.

# Capítulo 4

## Validação

Neste capítulo, depois de uma breve introdução ao conceito de validação no contexto dos dispositivos de medição, serão apresentados os três processos levados a cabo para verificar a capacidade de medida do sensor desenvolvido.

Na primeira abordagem avalia-se a qualidade de sinal por comparação com um o sensor comercial: *EEG-Z*[35] da *Thought Technologies ltd*(TT) [36]. No segundo método de validação procede-se ao estudo da detecção de ritmo alfa com base no EEG localizado. O terceiro e último método de validação baseia-se no estudo da detecção de potenciais evocados auditivos com o EEG localizado. Em cada processo de validação é feita uma breve apresentação dos conceitos teóricos associados a cada estudo. Descreve-se também o *hardware* e *software* desenvolvido no âmbito de cada processo.

### 4.1 O Conceito de Validação

A validação é, por definição, um mecanismo através do qual é possível assegurar que um determinado processo, serviço ou produto atende às especificações e funções estipuladas [37,38]. Esta insere-se num sistema de gestão de qualidade que no caso dos dispositivos médicos, é regulada pela norma ISO 13485 publicada em 2003 [37]. Neste enquadramento, mais especificamente, nos dispositivos para avaliação do comportamento funcional, onde se insere o sensor de EEG localizado [39], a validação por comparação com sistemas previamente aprovados [40] assume um papel determinante pois revela-se uma solução cuja fiabilidade está dependente do sistema que servirá de "*ground truth*", ou seja, cujo resultado final é assumido como o real. Na passagem

da investigação para o produto final é a forma escolhida para validar o sinal de um protótipo [41].

## 4.2 Validação por Comparação

O processo comparativo consistiu no estudo da semelhança, através de formalismos matemáticos e também por inspeção visual, do sinal proveniente de um dos canais do sensor desenvolvido e de um sensor de mercado, neste caso o *EEG-Z* da *Thought Technologies (TT)*, em aquisições simultâneas. O sensor localizado utiliza o *bioPLUX* como sistema de aquisição e o *EEG-Z* utiliza o *biocomp infinity*[35] da *TT*. A diferença mais significativa é a taxa de amostragem, o *bioPLUX* recolhe a 1000 amostras/s e o *biocomp* a 256 amostras/s, o que levou a uma articulação matemática para que os seus sinais pudessem ser comparados por intermédio de operações como a correlação ou a densidade espectral cruzada, como será posteriormente descrito com maior detalhe.

### 4.2.1 Montagem e Procedimento

Para realizar as aquisições simultâneas, os sensores foram ligados aos respectivos dispositivos de aquisição. Cada um destes ligado respectivamente a um multicanal dedicado (Figura 4.1).



**Figura 4.1:** Fotografia da montagem do sistema de comparação.

A montagem utilizada permite otimizar as aquisições sem que ambos os sistemas sofram perdas de sinal por falta de capacidade de processamento.

Os sensores foram colocados na zona occipital o mais próximos possível e fixos com a mesma banda para uniformizar ao máximo a pressão exercida contra a superfície do escalpe, como se verifica na Figura 4.2. O *EEG-Z* foi montado em montagem referencial, utilizando-se gel condutor para uma melhor fixação dos eléctrodos. No caso do *eegPLUX* foram utilizados eléctrodos descartáveis de Ag/AgCl *pregeled*<sup>1</sup>.



**Figura 4.2:** Fotografia de um sujeito no momento de uma aquisição simultânea para o *eegPLUX* e o *EEG-Z*.

De acordo com esta montagem, foram analisados quatro sujeitos e as aquisições tiveram a duração de aproximadamente 2 minutos sendo que no primeiro minuto pedia-se ao sujeito que permanecesse de olhos abertos e no restante tempo de olhos fechados. O objectivo era o de comparar os sinais em diferentes ritmos da actividade cerebral para avaliar melhor a fiabilidade do sinal. Todas as operações de processamento e de visualização aplicadas aos sinais foram elaboradas com algoritmos da linguagem de programação *Python*<sup>2</sup>.

#### 4.2.2 Análise Visual

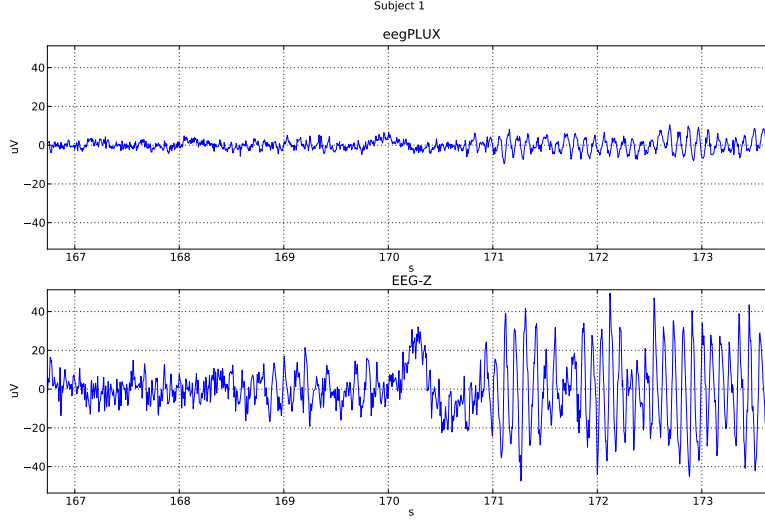
A primeira abordagem, no sentido de avaliar a semelhança entre os sinais é a inspecção visual. Espera-se que os sinais apresentem uma forma idêntica a menos de um factor

---

<sup>1</sup>Eléctrodos com gel incluído.

<sup>2</sup> O *Python* é uma linguagem de programação *Open Source* capaz de funcionar em múltiplas plataformas (*Windows*, *Linux/Unix* e *Mac OS X*) e possui ferramentas científicas para processamento e visualização de sinal. Para o desenvolvimento dos algoritmos foram utilizadas três bibliotecas científicas do *Python*: *NumPy*, *SciPy* e *Matplotlib*.

de ganho e de *offset*. Dado o facto de o *EEG-Z* estar em montagem referencial e o *eegPLUX* em montagem bipolar, amplificando diferenças de potenciais entre pontos mais próximos, espera-se que a amplitude do sinal deste, seja inferior. Tal é possível de se verificar na Figura 4.3.



**Figura 4.3:** Sinal de aquisição simultânea através do *eegPLUX* e do *EEG-Z*, associado a uma mudança no estado de alerta do indivíduo.

O sinal da Figura 4.3 corresponde a uma transição do estado de olhos abertos para o estado de olhos fechados, o que se traduz numa alteração nos ritmos cerebrais. Passando de uma mistura de ritmos delta e teta para o ritmo alfa com uma largura de banda muito selectiva em torno dos 10Hz. Verifica-se que, como seria de esperar, a amplitude do sinal do *EEG-Z* é superior (da ordem dos 80uV) à amplitude do sinal proveniente do *eegPLUX* (da ordem dos 20uV). Visualmente a forma do sinal do *eegPLUX* é idêntica à do *EEG-Z* e numa primeira aproximação é possível dizer que o tipo de informação contido em cada um deles é semelhante.

### 4.2.3 Processamento de Sinal

Antes da aplicação de qualquer algoritmo de comparação de sinais é criterioso garantir que ambos os sinais têm exactamente a mesma dimensão em número de amostras. Ambos os sinais têm a duração de aproximadamente dois minutos, mas, tal como já se mencionou, são amostrados a taxas de amostragem de 256Hz e 1000Hz para o *EEG-Z* e para o *eegPLUX*, respectivamente. O que dá origem a que o comprimento do sinal

adquirido pelo *eegPLUX* seja aproximadamente quatro vezes superior ao comprimento do sinal adquirido pelo *EEG-Z*. Posto isto é necessário aplicar a um dos sinais uma operação de interpolação<sup>3</sup> ou decimação no tempo<sup>4</sup> para igualar o comprimento dos mesmos. Ao aplicar uma destas operações sobre o sinal haverá sempre alteração da informação, ou porque reduzimos a resolução temporal do sinal através da decimação, ou porque inferimos, com base no algoritmo de interpolação utilizado, valores para o sinal que na realidade não foram medidos.

Opta-se, desta forma, por reduzir o comprimento do sinal que possui maior quantidade de informação e maior resolução temporal, ou seja, cujo efeito negativo causado pela aplicação de uma das operações não será tão crítico como seria se a mesma fosse aplicada a um sinal que por si só já tem uma resolução temporal mais baixa e por isso uma menor quantidade de informação sobre o processo que se pretende medir.

O desafio consiste agora em decimar o sinal amostrado a 1000Hz proveniente do *eegPLUX* para 256Hz e desta forma ficar com o mesmo comprimento do sinal adquirido pelo *EEG-Z*. O algoritmo comum de decimação consiste em percorrer o sinal e retirar valores deste apenas de  $x$  em  $x$  amostras, onde  $x$  é o número pelo qual se pretende dividir a frequência de amostragem. Aplicá-lo directamente é matematicamente impossível visto que 1000 não é múltiplo de 256, logo não há nenhum número inteiro pelo qual se possa dividir 1000 para que resulte 256. A solução passou então por interpolar o sinal amostrado a 1000Hz de forma a ficar com uma frequência de amostragem de 1024Hz e depois então decimar, retirando, deste sinal, valores apenas de 4 em 4 amostras ficando assim com uma frequência de amostragem de 256Hz. Este conjunto de operações é a solução que menos informação retira ao sinal, visto que, a interpolação de 1000Hz para 1024Hz não é matematicamente complexa por se tratarem de valores próximos e a decimação para os 256Hz vai reduzir a resolução temporal para o mesmo valor do sinal adquirido pelo *EEG-Z*.

A equalização do comprimento dos sinais (dois por cada sujeito) juntamente com o ajuste da componente contínua do sinal adquirido pelo *eegPLUX*, constituem as únicas operações de processamento de sinal aplicadas no âmbito deste estudo. O objectivo é comparar os sinais na forma mais fiel possível ao sinal de saída de cada sensor.

---

<sup>3</sup>Em matemática, denomina-se interpolação o método que permite construir um novo conjunto de dados a partir de um conjunto discreto de dados pontuais previamente conhecidos.

<sup>4</sup>Processo de redução da frequência de amostragem de um sinal.

#### 4.2.4 Análise de Correlação

Depois de garantir que cada grupo de sinais tem o mesmo comprimento em termos de número de amostras, já é possível aplicar um conjunto de operações matemáticas com vista a uma comparação mais detalhada. Das várias possibilidades pretendia-se utilizar duas ferramentas de comparação, uma delas com foco numa análise temporal e outra numa análise em frequência.

Para a análise no regime temporal, não havendo garantia de sincronismo entre os sinais, não se poderia recorrer à correlação estatística porque esta não considera o desfasamento temporal entre os mesmos. Como tal recorre-se à correlação cruzada.

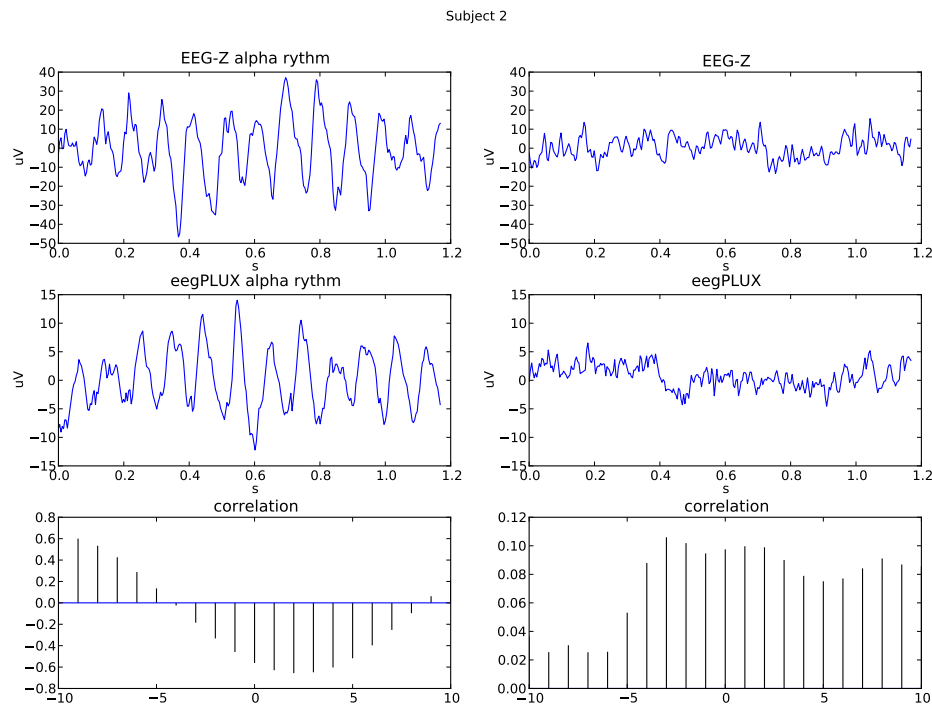
Em análise de sinais a correlação cruzada dá uma medida da semelhança entre sinais em função do desfasamento temporal entre eles:

$$Rxy(k) = \sum_{k=-\infty, +\infty} x(k+n).y(n) \quad (4.1)$$

Por cada sujeito foram comparados troços do sinal de aproximadamente 1 segundo no regime de atenção focalizada e no regime de relaxação de olhos fechados, onde surge marcadamente o ritmo alfa. Na Figura 4.4 apresenta-se o resultado da correlação cruzada para ambos os ritmos do sujeito 2.

Sabe-se que a correlação cruzada de dois sinais periódicos com o mesmo período é um sinal periódico de período igual ao período dos sinais que estamos a correlacionar. A abcissa do valor máximo corresponde ao número de amostras que os sinais têm de desfasamento e a abcissa do pico negativo corresponde ao número de amostras que um sinal teria de transladar sobre o outro para estarem em oposição de fase. Verifica-se na Figura 4.4 que os sinais respeitantes ao regime de relaxação de olhos fechados estão desfasados por um número reduzido de amostras e que o valor do máximo da correlação cruzada é sempre superior ao do adquirido de olhos abertos. Para os restantes sujeitos a forma do sinal de correlação mantém-se sinusoidal variando apenas a fase e a amplitude, mas sempre numa gama restrita de valores, como vemos na Tabela 4.1. Dada a forma e a amplitude da correlação é possível afirmar que, para o sinal adquirido de olhos fechados, os sinais são correlacionados. No regime de atenção focalizada não podemos afirmar que os sinais estejam correlacionados. Os máximos e mínimos são valores baixos e a forma da correlação é muito variável de sujeito para sujeito.





**Figura 4.4:** Sinais provenientes dos dois sensores em diferentes ritmos de actividade cerebral. Correlação cruzada do sinal no ritmo de atenção focalizada e no ritmo de relaxação de olhos fechados, para o sujeito 2.

**Tabela 4.1:** Valores máximos e mínimos da correlação para os vários sujeitos.

	Olhos abertos		Olhos fechados	
	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo
Sujeito1	0,1025	-0,1730	0,3040	-0,2860
Sujeito2	0,1060	0,0254	0,6005	-0,6570
Sujeito3	0,1715	-0,0152	0,5599	-0,4075
Sujeito4	0,0174	-0,2170	0,6010	-0,5220
Média	0,0993	-0,3798	0,5163	-0,4681

A diferença acentuada nos valores máximos e mínimos da correlação entre o ritmo de atenção focalizada e o ritmo de relaxação de olhos fechados deve-se essencialmente a dois factos. No ritmo alfa a amplitude do sinal é superior em relação ao restante ruído e à actividade associada a artefactos, logo, a componente de sinal que é comum aos dois sensores é superior (relembra-se que os sensores estão a adquirir ambos na zona occipital mas em pontos diferentes do escalpe, logo o ruído e actividade serão diferentes em ambos). Por outro lado, o próprio estado de alerta tem uma largura de banda superior à do estado de relaxação com os olhos fechados. Com uma maior largura de banda é mais fácil encontrar diferentes frequências dentro da mesma zona,

neste caso, na zona occipital. Este facto verifica-se em maior detalhe na Figura 4.5 onde é possível ver os espectros de frequência do sinal referente ao ritmo de atenção de olhos abertos no sujeito 3, mas cujos resultados são semelhantes para os restantes sujeitos. Na Figura 4.6 temos o espectro referente ao ritmo de relaxação de olhos fechados.

#### 4.2.5 Análise da Densidade Espectral Cruzada

Para a análise no regime de frequência utilizou-se a análise da transformada rápida de Fourier  $FFT^5$  (*Fast Fourier Transform*) e da densidade espectral cruzada ou  $CSD$  (*cross spectral density*). Esta consiste no cruzamento da distribuição de energia das diversas frequências de ambos os sinais, ou seja, é a correlação cruzada dos espectros de frequência de ambos os sinais. Calcula-se segundo a expressão 4.2

$$Pxy(\omega) = \sum_{m=-\infty, +\infty} Rxy(m)e^{-j\omega m} \quad (4.2)$$

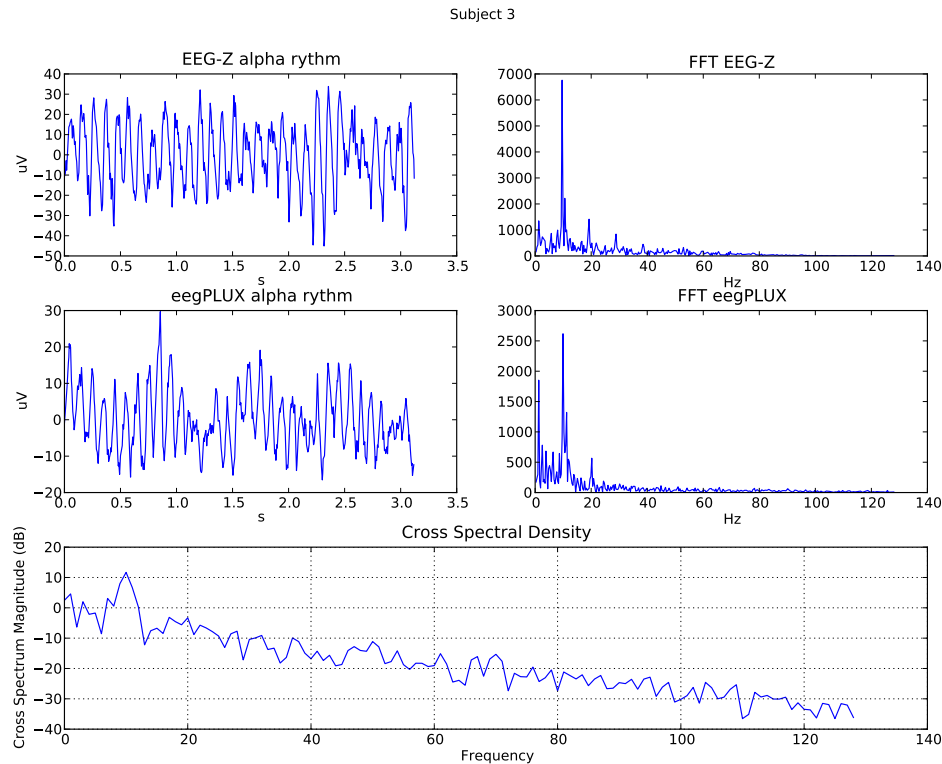
e é usada para estudar a variabilidade de duas séries distintas no domínio espectral. Em EEG, valores elevados da correlação cruzada espectral entre sinais adquiridos em localizações distintas, têm sido considerados como evidência estrutural e funcional da ocorrência de conexões entre áreas corticais[42]. A análise da correlação espectral tem também sido empregada no estudo das demências do tipo Alzheimer[43].

Foram de novo analisados dois troços do sinal de cada sensor em ritmos de actividade cerebral distintos. Na Figura 4.5 temos os espectros de frequência e densidade espectral cruzada do sinal referente ao ritmo de relaxação de olhos fechados para o sujeito 3. Na figura 4.6 temos os espectros de frequência e de densidade espectral cruzada do sujeito 3, mas para o ritmo de atenção focalizada de olhos abertos.

É possível verificar, quer pela FFT quer pela CSD, uma forte componente na frequência de 10Hz para ambos os sinais. Os restantes picos no espectro da FFT do sinal do *EEG-Z* correspondem às harmónicas da frequência de 10Hz. No sinal do *eegPLUX* é possível ver destacadamente a 1ª harmónica referente ao ritmo de 10Hz enquanto as restantes estão mais atenuadas. Posto isto é possível afirmar que os sinais estão coerentes na frequência de 10Hz. Este facto é comum a todos os sujeitos como se pode verificar na tabela 3 onde temos o máximo de CSD, referente ao sinal de olhos

---

<sup>5</sup> Algoritmo de elevada eficácia para o cálculo da transformada de Fourier discreta.



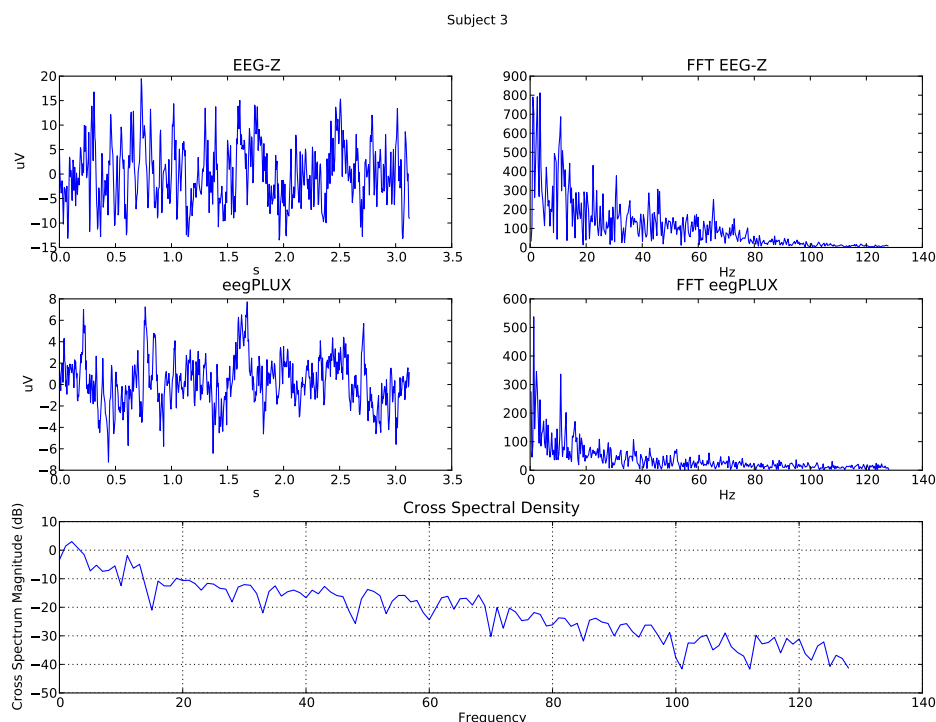
**Figura 4.5:** Densidade espectral cruzada do sinal referente ao ritmo de relaxação de olhos fechados, para o sujeito 3.

fechados, sempre nos 10Hz, ou seja, há coerência entre os sinais.

Nos sinais adquiridos de olhos abertos é possível verificar que o sinal é composto por várias frequências com energias da mesma ordem de grandeza (Figura 4.6). As componentes de maior energia estão na banda dos 0-7 Hz e este facto é comum a todos os sujeitos. Como se verifica na tabela 4.2 o máximo de CSD varia na gama dos 1-3Hz embora com valores de magnitude bastante baixos.

**Tabela 4.2:** Valores máximos de CSD para os vários sujeitos nas respectivas frequências.

	Olhos abertos		Olhos fechados	
Sujeito	CSD(dB)	Frequência	CSD(dB)	Frequência(Hz)
Sujeito1	0,51	3,0	9,95	10
Sujeito2	4,67	1,0	9,91	10
Sujeito3	2,04	2,0	10,98	10
Sujeito4	-1,03	3,0	10,54	10
Média	1,55	2,25	10,34	10



**Figura 4.6:** Densidade espectral cruzada do sinal referente ao ritmo de atenção focalizada para o sujeito 3.

### 4.2.6 Conclusão

No processo de validação por comparação encontra-se coerência visual entre os sinais de ambos os sensores. Através da análise da correlação cruzada e da CSD foi possível confirmar a semelhança entre o sinal proveniente do *eegPLUX* e o sinal proveniente de um sensor de mercado previamente validado.

## 4.3 Detecção de Ritmo Alfa

O segundo mecanismo de validação consiste no estudo da detecção de ritmo alfa. Como é referido no capítulo 2, o ritmo alfa no sinal de EEG consiste numa oscilação electro-magnética com frequências entre 8Hz e 12Hz. Este surge quando o sujeito está relaxado com os olhos fechados, ou sonolento de olhos abertos. Estas ondas são atenuadas, confundindo-se com os restantes ritmos, quando o sujeito permanece de olhos abertos num estado de atenção focalizada ou em situações de maior tensão. A atenuação do ritmo alfa quando o sujeito abre os olhos é superior na região occipital. Portanto, é possível identificar o nosso estado de alerta, através da detecção automática do ritmo

alfa no traçado de EEG [44].

Neste estudo é utilizado o *eegPLUX* na versão 1.1 e *software* dedicado ao processamento de ritmo alfa para estudar a sua latência após o evento de fechar os olhos.

### 4.3.1 Procedimento

O sinal de EEG foi adquirido de uma amostra de oito voluntários saudáveis, cinco do sexo masculino e três do sexo feminino com idades compreendidas entre os 21 e os 43 anos (média 27+-10anos), alturas entre os 156-183cm (média 171+-9cm) e pesos compreendidos entre os 55 e os 87kg (média 71+-9kg).

Os indivíduos foram convidados a permanecer num estado relaxado e realizar a simples tarefa de abrir e fechar os olhos de acordo com uma ordem do investigador. Os sujeitos marcaram os eventos de fechar os olhos através de um *switchPLUX*<sup>6</sup> analógico. Com a intenção de minimizar eventuais artefactos, os sujeitos realizaram o teste num ambiente silencioso, com o mínimo de elementos de distração.

O sensor foi posicionado na região occipital esquerda da cabeça, mais especificamente na região entre os pontos O1 e C3 do sistema 10-20, o eléctrodo de referência foi colocado sobre a apófise do rádio (Figura 4.7). Foram utilizadas superfícies de detecção descartáveis de AgCl, sem recorrer a aplicação de gel condutor. A conversão analógico digital do sinal e respectivo envio *bluetooth* para o computador foi também realizada pela unidade de aquisição *bioPLUX*.



**Figura 4.7:** Fotografia da aquisição de ritmo alfa num determinado sujeito.

---

<sup>6</sup>Botão de marcação do sinal através da entrada analógica do *bioPLUX*

### 4.3.2 *Software*

Foram desenvolvidos algoritmos de processamento de sinal com a finalidade de detectar automaticamente o aparecimento do ritmo alfa no traçado de EEG.

Antes da aplicação do algoritmo de detecção do ritmo alfa, os dados foram filtrados para remover as altas frequências usando um filtro de suavização com uma janela móvel de média com 20 pontos.

Os dados de cada sujeito foram segmentados em fragmentos de sinal que possuíam apenas um evento de fechar os olhos. A segmentação foi feita tendo como referência o sinal de activação do *switch*, que marcou os eventos de fechar os olhos, ficando todos os segmentos com 9 segundos de duração tendo o corte sido efectuado exactamente 3 segundos antes e 6 segundos depois da marcação analógica. O algoritmo de detecção foi então aplicado a cada segmento de sinal.

A detecção de ritmo alfa é baseada na análise de frequência. O algoritmo calcula a FFT do sinal usando uma janela deslizante de 500 ms (500 amostras), que percorre o sinal avançando uma amostra após o cálculo da FFT. Esta operação é repetida sequencialmente até alcançar a última amostra do sinal. Em cada iteração, o algoritmo verifica se a frequência dominante está na faixa de 9 a 12 Hz, calculando a razão entre a amplitude máxima das componentes na banda de 9 e 12 Hz, e a amplitude do máximo de todo o espectro, de acordo com a condição:

$$\frac{Max(FFT[9 - 12Hz])}{Max(FFT)} > \lambda \quad (4.3)$$

com  $\lambda$  próximo de 1<sup>7</sup>. Se a condição 4.3 for cumprida considera-se que estamos na presença de ritmo alfa. Assume-se como o início do ritmo alfa o instante que procede imediatamente ao fim da janela onde este foi detectado.

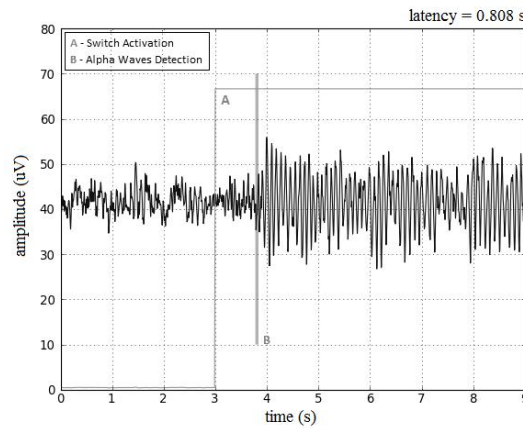
O instante de aparecimento do ritmo alfa é medido através do intervalo de tempo entre a activação do *switch* e o instante de detecção marcado pelo algoritmo.

### 4.3.3 Resultados

A Figura 4.8 mostra um exemplo da detecção do ritmo alfa para um determinado sujeito. Neste caso, a latência de detecção das ondas alfa foi de 0,808 segundos.

---

<sup>7</sup>Neste caso em concreto utilizou-se 0,9.



**Figura 4.8:** Detecção do ritmo alfa no traçado de EEG após o evento fechar os olhos.

Na Tabela 4.3 apresenta-se a média e o desvio padrão do tempo medido entre o evento fechar os olhos e a detecção do ritmo alfa para cada sujeito e a média dos resultados de todos os sujeitos.

Dos 24 fragmentos de sinal analisados, em todos o algoritmo detectou a presença de ritmo alfa e em apenas um caso o ritmo foi detectado mais de 2 segundos(2,5s) após a activação do *switch*.

**Tabela 4.3:** Valores médios do instante de aparecimento de ritmo alfa para os vários sujeitos.

Sujeito	Média(s)	Desvio padrão(s)
Sujeito1	0.7	0.2
Sujeito2	0.6	0.1
Sujeito3	1.2	0.3
Sujeito4	1.6	0.9
Sujeito5	0.9	0.3
Sujeito6	0.7	0.3
Sujeito7	1.0	0.4
Sujeito8	1.4	0.3
Todos os sujeitos	1.1	0.5

#### 4.3.4 Discussão e Conclusão

A latência da detecção do ritmo alfa variou entre 0,58s e 1,60s, com um desvio padrão de 0,12s a 0,98s. Em média, o ritmo alfa foi detectado 1,0s depois do sujeito fechar os olhos, com um desvio padrão de 0,5s. O elevado desvio padrão é justificado tendo em conta o procedimento utilizado para a marcação dos eventos fechar os olhos. Através de uma marcação manual do evento não há uma garantia de sincronismo nem de consistência no

tempo entre o fechar dos olhos e o accionar do botão. Este factor não está relacionado com o desempenho do sensor que é avaliado pela qualidade do sinal, facilidade de montagem e desconforto para o utilizador. A fidelidade do sinal é avaliada pelo facto de que a informação que este nos dá em relação ao estado de atenção do sujeito, está de acordo com o que se verifica pela análise visual do mesmo. Quando o sujeito fecha os olhos aparece de imediato uma forte componente de ritmo alfa no traçado do EEG, por outro lado, quando o sujeito reabre os olhos, a amplitude deste ritmo decresce dando lugar a um conjunto variado de ritmos de actividade electroencefalográfica.

O estudo da detecção de ritmo alfa com base no sensor localizado foi previamente publicado e divulgado através de apresentação oral na conferência *MEDICON 2010* em Maio de 2010 na Grécia [Apêndice B]. De referir que o estudo foi realizado com a versão 1.1 do EEG localizado, onde se utilizava apenas uma derivação com as especificações de *hardware* idênticas às da versão final.

## 4.4 Detecção de Potenciais Evocados Auditivos

Os potenciais evocados são alterações da actividade electroencefalográfica espontânea relacionadas com eventos sensoriais, motores ou cognitivos, permitindo a medição directa da resposta eléctrica do córtex a esses mesmos eventos. Perante estímulos visuais, auditivos ou sensoriais, desenvolve-se um processo complexo ao nível dos hemisférios cerebrais, que consiste na recolha, transmissão e processamento da informação, a que se dá o nome de *percepção*. Após o estímulo, uma população de neurónios específica, é activada em simultâneo ou sequencialmente, dando origem a potenciais eléctricos passíveis de medição ao nível do escalpe. As amplitudes dos potenciais evocados são, no entanto, de uma ordem de grandeza muito inferior à encontrada nos potenciais espontâneos (uma amplitude mínima de  $0,5\mu\text{V}$  contra uma amplitude de  $10\text{-}30\mu\text{V}$  presente nos registos espontâneos) [1,19,30]. Assim sendo, para que os potenciais evocados possam ser visualizados, dever-se-á proceder a uma repetição dos estímulos entre 50 a 200 vezes, consoante o tipo de estímulo e relação sinal/ruído que se pretende, e efectuar a sua soma. Este procedimento faz emergir os potenciais evocados do ruído provocado pelos potenciais espontâneos, sendo aplicado com base no pressuposto de que estes últimos são independentes do estímulo [30].



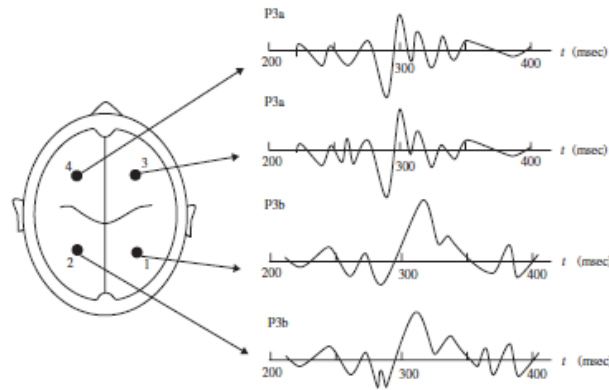
Os potenciais evocados associados a um dado estímulo podem apresentar vários picos de amplitude, os quais se designam por componentes.

A forma da onda pode ser qualitativamente caracterizada através de três dimensões principais: amplitude, latência e distribuição no escalpe. A amplitude fornece um índice de extensão da actividade neuronal, a latência (intervalo de tempo entre o estímulo e a componente) revela o instante em que ocorre essa activação, e a distribuição espacial dá informação sobre o gradiente de potencial da componente ao nível do escalpe em qualquer instante [1].

Os sinais de potenciais evocados podem ser positivos, sendo representados pela letra P, de que é exemplo o P300; ou negativos, representando-se nesse caso pela letra N e sendo exemplos o N100 e o N400. Os dígitos indicam o tempo aproximado em milissegundos que decorre após o estímulo. A amplitude e latência das componentes que ocorrem 100ms após o início do estímulo são consideradas, essencialmente, exógenas, sendo influenciadas por atributos físicos do estímulo. Podendo, também, variar de indivíduo para indivíduo e com o seu próprio estado. Por outro lado, componentes consideradas com um cariz mais endógeno, como o P300, não são obrigatoriamente respostas a estímulos, variando em amplitude, latência e distribuição no escalpe consoante estratégias, expectativas, e outras actividades mentais desenvolvidas. Este fenómeno ocorre, uma vez que, os potenciais adquiridos são progressivamente mais complexos com o aumento da latência. Desta forma, as primeiras componentes são dependentes essencialmente do tipo de estímulo, enquanto, as componentes de latência mais elevada dependem fortemente de mecanismos cognitivos como a atenção ou a expectativa.

A onda P300 representa funções cognitivas envolvidas na orientação da atenção, na adaptação contextual, na modulação e resolução de respostas, consistindo na sobreposição de duas sub-componentes principais: P3a e P3b. A sub-componente P3a reflecte a orientação automática da atenção para os estímulos novos, sendo gerada nas regiões cerebrais pré-frontal, frontal e temporal anterior. Já a sub-componente P3b tem uma distribuição predominantemente centro-parietal, tendo uma maior latência e estando mais relacionada com a expectativa que a P3a. A Figura 4.9 representa as sub-componentes típicas do P300, bem como as localizações onde podem ser adquiridas[1].

O N100 pode ser originado pela percepção de um estímulo auditivo, tendo ao nível



**Figura 4.9:** Subcomponentes típicas do P300 e respectivas localizações[1].

do escalpe uma distribuição fronto-central. A sua amplitude depende fortemente do início do som, do seu volume, do intervalo inter-estímulos.

O N200 está associado à percepção, discriminação, reconhecimento e classificação de um estímulo auditivo. É frequentemente visto como parte de um complexo de componentes que inclui a P3a e a P3b, respondendo funcionalmente de forma muito semelhante à componente P3b. A amplitude deste complexo depende da imprevisibilidade do estímulo, sendo mais fraco quando os estímulos são repetitivos, mais forte quando são aleatórios e desaparecendo quando o sujeito controla a geração do estímulo auditivo. Desta forma, a amplitude de ambas é passível de ser afectada por um mesmo estímulo. Esta é uma das razões pela qual é habitual pesquisarem-se P3 e N2 juntos, uma vez que, são sensíveis a manipulações similares.

#### 4.4.1 Procedimento

Para a detecção de potenciais evocados auditivos através do *eegPLUX* foram analisados dois sujeitos sem antecedentes de problemas auditivos, neurológicos, de aprendizagem ou *stress*. Um do sexo masculino e outro do sexo feminino com idades de 21 e 23 anos, alturas compreendidas entre 180cm e 158cm e pesos entre 56kg e 87kg.

Os sujeitos receberam um conjunto de estímulos auditivos através de *auriculares*, deitados numa cadeira reclinada, com a instrução de permanecerem relaxados e atentos à tarefa de contar mentalmente apenas os sons raros, da série de sons frequentes que

iriam ouvir. O estímulo infrequente tem uma frequência sonora de 1900Hz e o estímulo frequente de 900Hz. Ambos os estímulos têm uma intensidade de 81dB e duração de 50ms. A percentagem de estímulos infrequentes é de 15% e o tempo entre estímulos varia segundo uma distribuição uniforme entre 1100ms e 1400ms, com o objectivo de aumentar o grau de expectativa do sujeito.

#### 4.4.2 *Hardware*

Os sinais foram adquiridos com o sensor *eegPLUXv1.2*, a digitalização e o envio *blue-tooth* para o computador foram feitos através do sistema de aquisição *bioPLUX*.

O sensor foi colocado próximo do eléctrodo F3 no sistema 10-20 e foi analisado apenas um canal de aquisição. Para a geração dos estímulos e marcação do sinal no instante de cada estímulo foi necessário programar um microcontrolador<sup>8</sup>.

O microcontrolador é em *DIP* (*dual in line package*) para facilitar a sua implementação em *breadboard*. Está ligado aos auriculares, por onde transmite os dois tipos de estímulos, à porta digital e a uma porta analógica do *bioPLUX*, através das quais se sincronizam o sinal com os estímulos. Na Figura 4.10 temos o esquema simplificado da montagem referida.

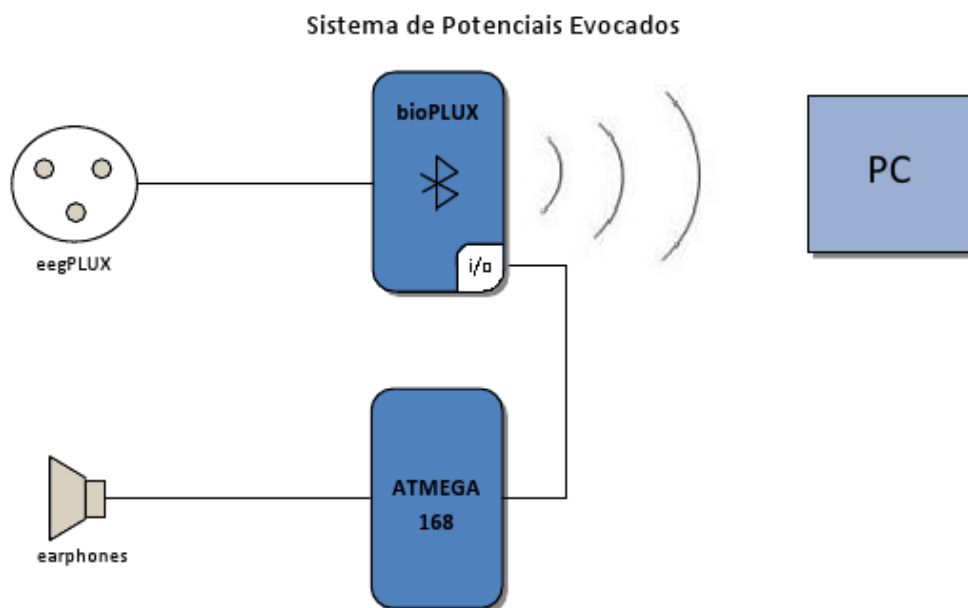
O sistema de geração de estímulos possui dois modos de funcionamento o N100 e o P300. No modo N100 gera apenas um tipo de estímulo e no modo P300 gera dois tipos de estímulos com a probabilidade que foi previamente definida. Possui ainda um *switch* que permite ao operador seleccionar facilmente o modo de funcionamento e 3 *LED's*: um indica o correcto funcionamento do sistema e os outros dão a indicação de qual dos modos está activo. O sistema possui ainda um potenciómetro de alta precisão para regular a amplitude do sinal de entrada dos auriculares.

#### 4.4.3 *Firmware*

Como é referido anteriormente, a função principal do *firmware* implementado no microcontrolador é gerar e, simultaneamente, marcar o instante dos estímulos auditivos. O controlo do tipo de estímulo e do intervalo de tempo entre eles é baseado na geração de distribuições de números pseudo-aleatórios. Para tal, utiliza-se a função *random*

---

<sup>8</sup>Foi utilizado um *ATMEGA168* da *ATMEL* provido de um *bootloader* interno, que possibilita a programação do mesmo através de instruções baseadas na linguagem C.



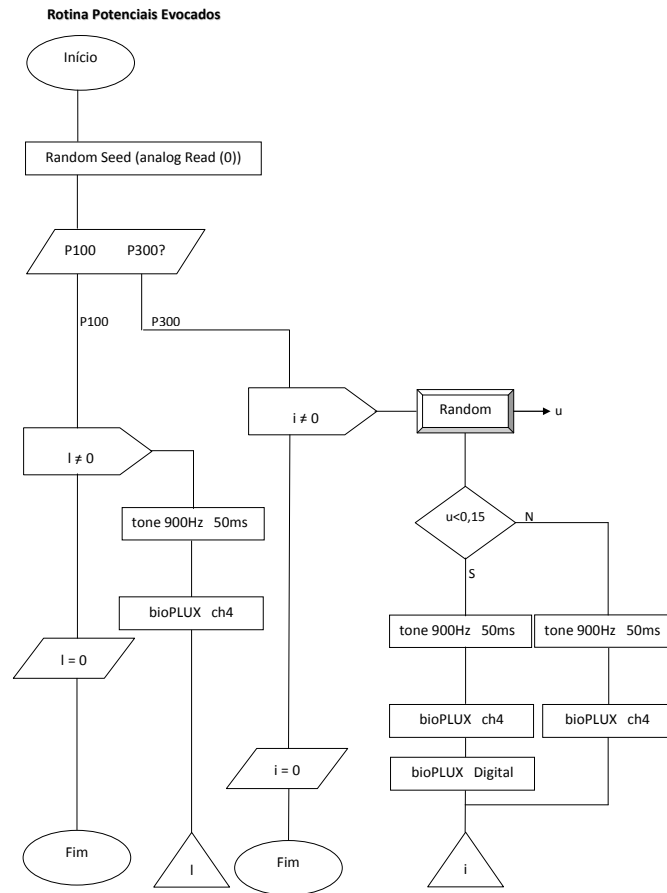
**Figura 4.10:** Esquema representativo da arquitectura de aquisição de potenciais evocados.

previamente implementada para gerar distribuições uniformes dentro do intervalo pretendido pelo utilizador. O valor inicial, denominado semente, da função *random* foi propositadamente apontado para o valor de tensão de uma entrada analógica que está no ar, desta forma, a aleatoriedade do ruído encarrega-se de gerar diferentes sementes e por isso não há o risco de repetir sequências de estímulos a cada reiniciar do sistema. Na Figura 4.11 apresenta-se o diagrama do *firmware* implementado e os algoritmos de geração da duração e da percentagem de estímulos.

Para gerar estímulos infrequentes com 15% de probabilidade utiliza-se uma distribuição uniforme de 100 números. Sabendo que a probabilidade de em cada ensaio sair um dos 15 primeiros números é igual a 15%, utiliza-se a expressão:

$$if(random(100)) < 15 \quad (4.4)$$

Caso a condição 4.4 seja verdadeira é gerado um estímulo infrequente, caso contrário é gerado um estímulo frequente.



**Figura 4.11:** Rotina de geração e sincronização de estímulos auditivos.

#### 4.4.4 *Software* de Processamento

Desenvolveu-se um código de processamento de sinal com a finalidade de realçar o sinal dos potenciais evocados sobre o restante traçado de EEG.

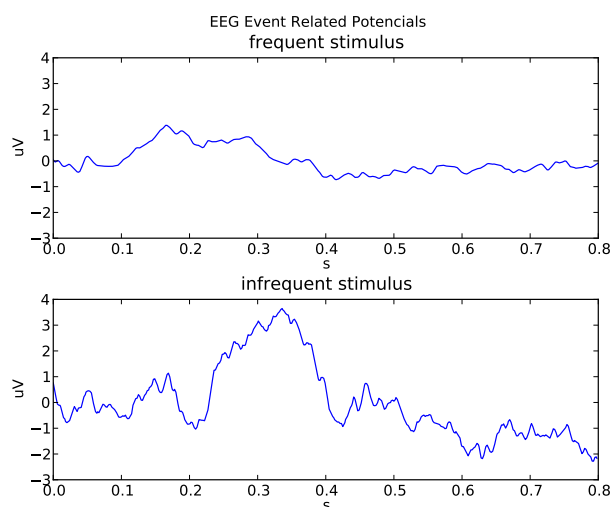
Para tal, percorre-se o sinal até ao marcador analógico deixado pelo microcontrolador sempre que o mesmo enviava um estímulo ao paciente. Encontrando o marcador no canal analógico faz-se a verificação do canal digital, caso este também esteja *high* guarda-se as 800 amostras (corresponde a 800ms) subsequentes no *vector infrequentes*. Caso esteja apenas o marcador analógico a *high* guardam-se as 800 amostras seguintes no *vector frequentes*. O procedimento é repetido de estímulo em estímulo, acrescentando sempre as amostras referentes a um novo estímulo no vector correspondente. Alcançado o fim do sinal é feito o somatório dos estímulos em cada vector. Estamos

agora com dois vectores de comprimento 800 amostras que possuem o somatório dos estímulos frequentes e o somatório dos estímulos infrequentes. O sinal de cada vector é dividido pelo número de estímulos que foi somado em cada um e é aplicada a função de transferência do sensor, obtendo assim, o traçado dos potenciais evocados em microvolt.

#### 4.4.5 Resultados

Para o sujeito 1 foram realizados três ensaios e em todos eles o sujeito permaneceu relaxado de olhos fechados. No sujeito 2 foram realizados dois ensaios em que num deles o sujeito permaneceu de olhos fechados e no outro de olhos abertos. O objectivo consiste em analisar a influência da restante actividade cerebral na aquisição dos potenciais evocados.

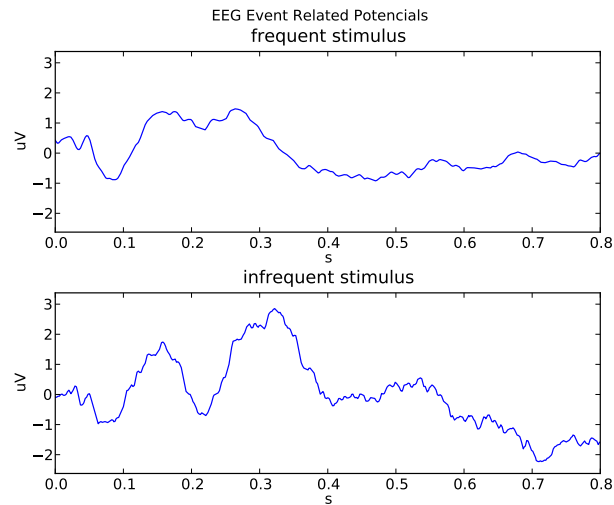
- Ensaio 1 do sujeito 1



**Figura 4.12:** Potenciais evocados referentes ao sujeito 1, 1ºensaio com 19 estímulos infrequentes e 751 estímulos frequentes.

Na Figura 4.12 é possível identificar o complexo N200/P300 no gráfico dos estímulos infrequentes. O complexo inicia-se com uma despolarização negativa um pouco antes dos 200ms seguido de uma componente positiva por volta dos 300ms. O sinal dos estímulos infrequentes possui também algum ruído de mais alta frequência também devido à baixa estatística de 19 estímulos. Nos estímulos frequentes não é possível identificar nitidamente a presença de algum potencial evocado.

- Ensaio 2 do sujeito 1

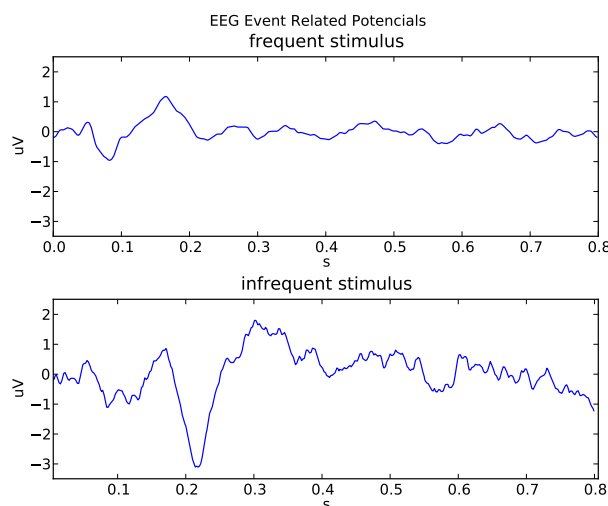


**Figura 4.13:** Potenciais evocados referentes ao sujeito 1, 2ºensaio com 51 estímulos infrequentes e 1187 estímulos frequentes.

Na Figura 4.13, ao nível dos estímulos frequentes verifica-se nitidamente a presença de um N100. Este corresponde à despolarização negativa ligeiramente antes dos 100ms. Ao nível dos estímulos infrequentes verifica-se a presença de N100 e novamente do complexo N200/P300, neste ensaio já com uma quantidade de ruído bastante inferior devido ao aumento do número de estímulos. Este complexo inicia-se um pouco antes dos 200ms e prolonga-se até aos 400ms. Analisando apenas o potencial P300 verifica-se a formação das suas componentes P3a e P3b.

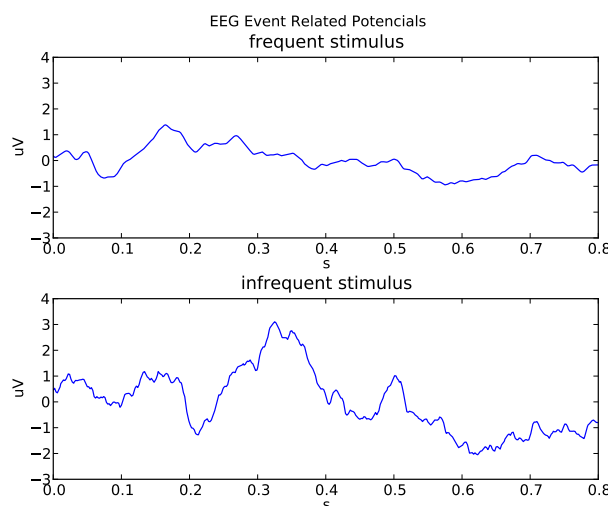
- Ensaio 3 do sujeito 1

Na Figura 4.14, mais concretamente no gráfico dos estímulos frequentes, identifica-se, ainda que de uma forma ténue, a presença de um potencial N100. No gráfico dos estímulos infrequentes temos um N200 muito nítido e um P300 já com menos visibilidade. O potencial N200 está associado à percepção, um processo que já corresponde a um nível de cognição mas baixo. O P300 envolve um nível de cognição superior, está associado à atenção e principalmente à expectativa que o sujeito tem na sequência de estímulos. É normal que ao terceiro ensaio o sujeito permaneça com uma maior passividade em relação à sequência auditiva e por isso um nível de atenção e, consequentemente expectativa, mais baixo. Daí a baixa amplitude do P300 em relação ao N200.



**Figura 4.14:** Potenciais evocados referentes ao sujeito 1, 3ºensaio com 25 estímulos infrequentes e 1132 estímulos frequentes.

- Ensaio 1 do sujeito 2



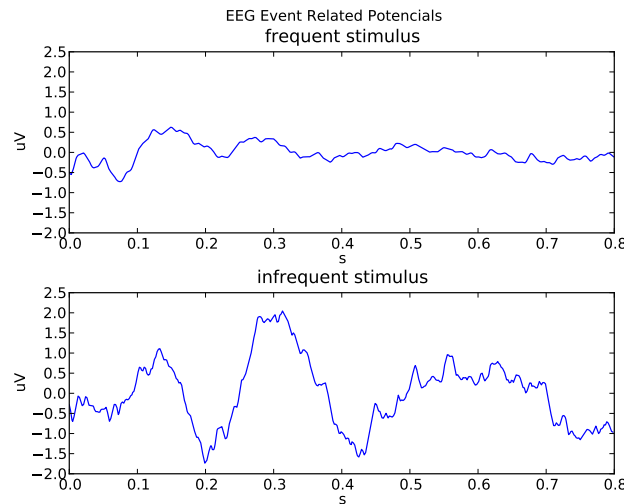
**Figura 4.15:** Potenciais evocados referentes ao sujeito 2, 1ºensaio com 24 estímulos infrequentes e 1348 estímulos frequentes.

Na Figura 4.15 verifica-se também, nos estímulos infrequentes, a existência de um complexo N200/P300. Nota-se a presença de ruído de mais elevada frequência devido à baixa estatística de 24 estímulos. Pode considerar-se, ao nível dos estímulos frequentes, o início de um potencial N100, ligeiramente antes dos 100ms.

- Ensaio 2 do sujeito 2

A Figura 4.16 corresponde ao teste onde o paciente se encontrou de olhos abertos. É possível identificar o complexo N200/P300 nos estímulos infrequentes embora com





**Figura 4.16:** Potenciais evocados referentes ao sujeito 2, 2ºensaio com 39 estímulos infrequentes e 1303 estímulos frequentes. Ensaio realizado de olhos abertos.

uma amplitude relativamente menor à do teste realizado de olhos fechados. Há também um aumento do nível de ruído, que neste caso, não se deve à estatística mas sim ao facto de o sujeito permanecer de olhos abertos.

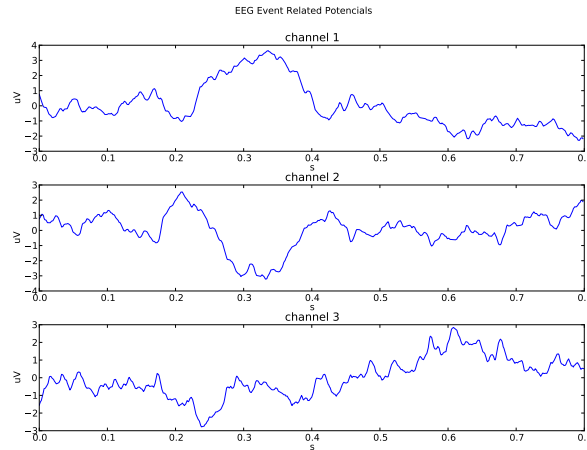
#### 4.4.6 Informação Espacial

Na Figura 4.17, referente ao estudo dos potenciais evocados do sujeito 1, estão representados os três sinais provenientes de cada canal de aquisição do *eegPLUXv1.2*. Encontra-se informação relacionada com os potenciais evocados nos três canais, embora se verifiquem diferenças na informação de cada um. Associando as diferenças em cada canal de aquisição, à posição relativa de cada par de eléctrodos, será possível mapear espacialmente o sinal eléctrico cerebral na área ocupada pelo sensor.

#### 4.4.7 Discussão e Conclusão

O potencial N100 não aparece com grande definição em nenhum dos ensaios, tal deve-se à posição onde foi colocado o sensor. O ponto F3 é um local que favorece a aquisição de potenciais como o N200 e o P300 mas onde, por outro lado, N100 pode estar atenuado.

O N200/P300 está presente em todos os ensaios de ambos os sujeitos e com a particularidade de num dos ensaios o N200 aparecer nitidamente mais amplo que o P300. Trata-se do terceiro ensaio do sujeito 1 onde este já acusava habituação ao teste e desatenção aos estímulos, daí que continue a surgir com muita nitidez o N200,



**Figura 4.17:** Potenciais evocados referentes ao sujeito 1, 1ºensaio com 19 estímulos infrequentes e 751 estímulos frequentes. Sinal proveniente dos três canais de aquisição do *eegPLUXv1.2*.

associado à percepção sonora e o P300 apareça com uma amplitude bastante mais reduzida, associado à atenção e expectativa. Nota-se um decréscimo na amplitude dos potenciais de cada sujeito, à medida que os ensaios se foram repetindo. O factor repetição cria uma habituação e diminui o factor de impacto que o teste tem quando é aplicado pela primeira vez.

Na análise espacial são estudados os três canais do sensor *eegPLUXv1.2*. Verificam-se diferenças no sinal de cada canal de aquisição. Estas diferenças, devidamente associadas à posição de cada canal, permitem extrair informação espacial do sinal de EEG.

O sensor revelou os resultados em concordância com o esperado.

# Capítulo 5

## Conclusões

Os primeiros passos no desvendar do cérebro humano pela electroencefalografia, deram-se há aproximadamente, uma centena de anos atrás. Desde cedo se percebeu, que esta seria uma técnica que revolucionaria tudo, o que até então se conhecia sobre os processos cerebrais. Actualmente, continua a estar em franca evolução, pela importante contribuição que constitui para o mundo das neurociências, das aplicações clínicas à investigação. Contribuir para o contínuo desenvolvimento da técnica e dos meios de diagnóstico no geral, constitui uma motivação muito forte.

O desenvolvimento de um sensor desde a sua prototipagem até à fase de pré-produção constitui um grande desafio, extremamente enriquecedor.

### 5.1 Resultados Gerais

O processo de desenvolvimento garantiu, através das opções de dimensionamento e implementação seleccionadas, que o sensor cumpria os requisitos técnicos delineados.

Na etapa de validação é demonstrado o correcto funcionamento do sensor desenvolvido, em conformidade com os requisitos de ergonomia, facilidade de utilização e qualidade de sinal.

Do processo de validação por comparação concluiu-se, através da análise da correlação cruzada e da CSD, que o sensor desenvolvido está em conformidade com um equipamento previamente validado.

A aplicação do sensor no estudo da latência das ondas alfa demonstrou elevada facilidade de utilização do sensor e mínimo desconforto para o utilizador. Este estudo

apresentou ainda resultados quanto à fidelidade do sensor, pela forma como o sinal adquirido reportou alterações no nível de alerta de um grupo de indivíduos. Como foi referido anteriormente este estudo deu origem a um artigo apresentado na conferência MEDICON2010, na Grécia.

No estudo da detecção de potenciais evocados auditivos, foi possível identificar potenciais como o N100, o complexo N200/P300 e respectivas sub-componentes, mesmo com uma estatística de aquisição inferior ao comum. As diferenças visualizadas entre os três canais de aquisição do *eegPLUXv1.2* permitem extrair informação espacial do sinal de EEG. Estes resultados estabelecem um padrão de qualidade e fidelidade de sinal acima da média.

O sensor desenvolvido veio ao encontro dos requisitos definidos no capítulo 3 e constitui um contributo, no que concerne à aquisição de sinal de EEG, quer em meio clínico, quer em investigação.

O trabalho realizado durante a tese foi desenvolvido nas instalações da *PLUX, Wireless biosignals*, integrado no seu departamento orgânico de Investigação e Desenvolvimento (I&D). O sensor desenvolvido enquadra a gama de sensores da empresa.

## 5.2 Contribuições

O principal objectivo desta tese passou pelo desenvolvimento e validação de um sensor de electroencefalografia localizado. Neste contexto, foram desenvolvidas soluções ao nível de *hardware* e *software*, que perfazem uma lista de contribuições para o desenvolvimento da electroencefalografia.

- **Electrónica analógica miniaturizada.**

Desenvolveu-se electrónica analógica miniaturizada de acondicionamento de sinal de electroencefalografia.

- **Suporte físico.**

Foi desenhado e concebido um encapsulamento para a aquisição de sinais de EEG em montagem bipolar. Para que este cumprisse os requisitos definidos, os materiais utilizados foram seleccionados de acordo com a condutibilidade eléctrica, rigidez, densidade e toxicidade de cada um.

- **Protocolos de aquisição de sinal de EEG.**

Foram estudados e implementados protocolos e metodologias rigorosas de recolha de sinais de EEG.

- **Algoritmos de processamento de sinal de electroencefalografia.**

Nos estudos de validação foram desenvolvidos algoritmos de processamento de sinal com diferentes funcionalidades. Implementaram-se métodos matemáticos de comparação de sinais de EEG, algoritmos de detecção automática de ritmo alfa e código de processamento de potenciais evocados.

- ***Hardware* de sincronismo e geração de estímulos auditivos.**

No contexto da detecção de potenciais evocados, é desenvolvido um gerador de estímulos auditivos. Este possibilita o controlo de vários parâmetros, como o intervalo de tempo entre estímulos, percentagem de sons frequentes e infrequentes e intensidade, frequência e duração do estímulo auditivo.

- **Solução com aplicabilidade num detector automático de sonolência.**

Associando o sensor desenvolvido, à implementação do algoritmo de detecção de ritmo alfa em tempo real, é apresentada uma solução na detecção automática de sonolência.

- **Solução com aplicabilidade clínica na detecção de potenciais evocados auditivos.**

O sistema de potenciais evocados, que reúne o gerador de estímulos, o sensor *eeg-PLUXv1.2* e o algoritmo de processamento de potenciais evocados, constitui uma contribuição do trabalho desenvolvido com aplicabilidade clínica, nomeadamente no diagnóstico de patologias auditivas.

## 5.3 Trabalho Futuro

No próximo passo deste projecto pretende-se elaborar um estudo que, através de um protocolo de aquisição de sinais específico, possibilite a validação da capacidade de mapeamento espacial do *eegPLUX*.

Seguidamente, pretende-se submeter o sensor a um processo de validação clínico que meça a aceitação de um grupo de pacientes à nova tecnologia. Implementando um padrão de estudo à base de um inquérito, onde se medirá a sensibilidade dos pacientes em relação à ergonomia e dissimulação do sensor. O sensor pode facilmente ser testado em regime ambulatorio ou de internato. O mesmo tipo de inquérito será aplicado ao corpo clínico para avaliar a qualidade da informação que esta topologia de aquisição pode trazer.

O desenvolvimento de uma nova tecnologia implica sempre uma continuidade no processo de optimização. A frequência deste ciclo de renovação é ditada em grande parte pelas condicionantes do mercado. De qualquer das formas, existe um conjunto de características que se pretendem implementar e optimizar numa próxima versão:

- **Reduzir a área de contacto dos eléctrodos.**

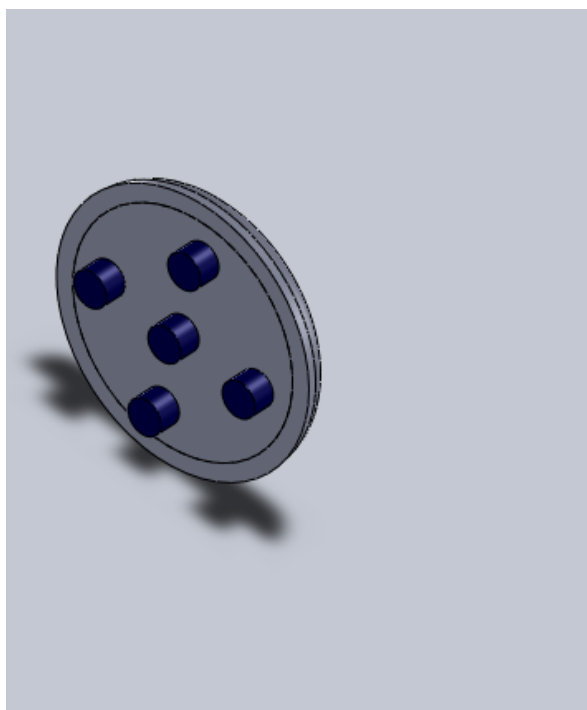
Desenvolver uma nova tecnologia de contacto que permita, ao mesmo tempo, uma melhoria na qualidade de sinal, um aumento da facilidade de utilização do sensor e uma área de contacto inferior, como é ilustrado no protótipo da Figura 5.1, consistirá num grande avanço não só para as qualidades do sensor mas também para a electroencefalografia no geral.

- **Integração do módulo de digitalização e envio *bluetooth* no suporte do sensor.**

Integrar toda a aquisição no mesmo encapsulamento, desde que este tenha dimensões reduzidas, será também um aumento significativo para a dissimulação e ergonomia do sistema. Proporcionará um conforto de utilização sem equivalente.

- **Aumento do número de canais de aquisição por unidade de área.**

O aumento do número de canais (Figura 5.1) na mesma área está também dependente da optimização do contacto com o escalpe. Consistirá num acréscimo significativo na quantidade de informação a retirar do sensor.



**Figura 5.1:** Protótipo do encapsulamento da próxima versão do *eegPLUX*.

# Bibliografia

- [1] Sanei, Saeid e Chambers, J.A. EEG Signal Processing. s.1.: Wiley, 2007.
- [2] Mulert, Christoph, ed. lit. e Lemieux, Louis, ed. lit. EEG - fMRI: Physiological Basis, Technique and Applications. s.1.: Springer, 2010.
- [3] Lantz, G. et al. Epileptic source localization with high density EEG: how many electrodes are needed? s.1.: Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology, 2003. Vol.114(1), pp.63-69 .
- [4] Reynolds, GD. e Richards, JE. Cortical Source Localization of Infant Cognition. s.1.: Developmental Neuropsychology, 2009. Vol.34(3), pp.312-329.
- [5] Ortigue, Stephanie et al. Understanding Actions of Others: The Electrodynamics of the Left and Right Hemispheres. A High-Density EEG Neuroimaging Study. s.1.: PLoS One, 2010. Vol.5(8): e12160.
- [6] Massimini, M.; Tononi, G. e Huber, R. Slow waves, synaptic plasticity and information processing: insights from transcranial magnetic stimulation and high-density EEG experiments.
- [7] Laureys, Steven; Boly, Melanie e Tononi, Giulio. "Functional Neuroimaging" in "The Neurology of Consciousness: Cognitive Neuroscience and Neuropathology". s.1.: Academic Press-Elsevier, 2009.
- [8] Goldman, R. I. et al. "Acquiring simultaneous EEG and functional MRI". s.1.: Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology, 2000. Vol.111(11), pp.1974-1980.
- [9] <http://emedicine.medscape.com/article/1137982-overview> [online] 16 de Julho de 2009.
- [10] Quintão Silva, C. e Foreid, J.P. "Localization of EEG Sources - An Integrated Approach" in "Trends in Brain Mapping Research". s.1.: Nova Science Publishers, 2006.
- [11] Gregory, R.P.; Oates, T. e Merry, R.T. Electroencephalogram epileptiform



abnormalities in candidates for aircrew training. s.1.: *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1993. Vol.86, pp.75 - 77.

[12] De Oliveira, Sofia Nunes e Rosado, Pedro. *Electroencefalograma Interictal: Sensibilidade e Especificidade no Diagnóstico de Epilepsia*. s.1.: *Acta Médica Portuguesa*, 2004. Vol.17, pp.465-470.

[13] Guyton, Arthur C. e Hall, John E. *Guyton Hall Textbook of Medical Physiology*. s.1.: Elsevier, 2005.

[14] Blume, W.T.; Borghesi, J.L. e Lemieux, J.F. Interictal indices of temporal seizure origin. s.1.: *Annals of Neurology*, 1993. Vol.34, pp. 703-709.

[15] Blume, W.T.; Holloway, G.M. e Wiebe, S. Temporal epileptogenesis: Localizing value of scalp and subdural interictal and ictal EEG data. s.1.: *Epilepsia*, 2001. Vol. 42, pp. 508-514.

[16] Rodin, E. e Ancheta, O. Clinical Section: Cerebral electrical fields during petit mal absences. s.1.: *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 1987. Vol.66, pp.457-466.

[17] Tafner, Malcon Anderson. *Estagiamento Automático do Sono Usando uma Rede Neural Artificial*. s.1.: *Proceedings of the IV Brazilian Conference on Neural Networks*, 1999.

[18] Teplan, M. *Fundamentals of EEG Measurement*. s.1.: *Measurement Science Review*, 2002. Vol.2, section 2.

[19] Blinowska, Katarzyna e Durka, Piotr. "Electroencephalography (EEG)" in "Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering". 2006.

[20] <http://en.wikipedia.org/wiki/Electroencephalography>. [online] 13 de Agosto de 2010.

[21] Velde, Maarten van de. *Signal validation in electroencephalography research*, 2000.

[22] Luccas, Francisco José C.; Braga, Nadia I.O. e Silvado, Carlos Eduardo Soares. *Recomendações técnicas para o registo do electroencefalograma (EEG) na suspeita de morte encefálica*. s.1.: *Arquivos de Neuro - Psiquiatria*, 1998. Vol.56 (3B), pp.697-702.

[23] Quintão Silva, C. *Apontamentos de Física Médica*. Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade do Algarve, 2006/2007. pp. 67 - 80.

[24] Malmivuo, Jaakko e Plonsey, Robert. *Bioelectromagnetism: Principles and*

Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. s.1.: Oxford University Press, Inc., 1995.

[25] Misra, U.K. e Kalita, J. Clinical Electroencephalography. s.1.: Elsevier, 2005.

[26] Esperança Pina, J.A. Anatomia Humana da Relação. s.1.: Lidel, 2000.

[27] Kierszenbaum, Abraham L. Histologia e Biologia Celular: Uma Introdução à Patologia. s.1.: Elsevier, 2008.

[28] <http://scienceblogs.com/purepedantry/upload/2006/07/neuron.JPG>.

[29] Niedermeyer, Ernst e Lopes da Silva, F.H. Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields. s.1.: Lippincott Williams and Wilkins, 2004.

[30] Quintão Silva, C. Apontamentos de Física Médica. Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade do Algarve, 2006/2007. pp. 91 - 106.

[31] Duarte Ramos, H.; Coito, F.; Neves da Silva, R. e Ortigueira, M.D. Análise de Sinais em Engenharia Biomédica.

[32] Sedra, Adel S. e Smith, Kenneth C. Microelectronic Circuits. s.1.: Oxford University Press, Inc., 2004.

[33] Millman, Jacob. Microelectronics Digital and Analog Circuits and Systems. s.1.: McGraw-Hill Book Company, 1979.

[34] *bioPLUX* manual.

[35] *EEG-Z* manual.

[36] *Thought Technologies ltd.* manual.

[37] ISO 13485:2003. Medical devices; Quality management systems; Requirements for regulatory purposes.

[38] [http://www.sfiec.org.br/palestras/competitividade/Validação\\_Sólidos\\_Orais\\_arquivos/frame.htm](http://www.sfiec.org.br/palestras/competitividade/Validação_Sólidos_Orais_arquivos/frame.htm) [online] 5 de Julho de 2002.

[39] INFARMED - Gabinete Jurídico e Contencioso. Legislação Farmacêutica Compilada - Decreto-Lei n.º 189/2000, de 12 de Agosto.

[40] Lunardi, Cláudia Cruz; Perego, Juliano e Lopes dos Santos, Daniela. Avaliação da Pressão Arterial com aparelho digital e esfigmomanómetro aneróide. s.1.: Revista Digital - Buenos Aires - Ano 11, 2007. Vol.106.

[41] Cavalheiro, Lucas Coelho e Mota, Alexandre de Assis. Desenvolvimento de um Sensor de Temperatura de Superfície com Comunicação Serial. s.1.: Anais do XV

Encontro de Iniciação Científica da PUC - Campinas, 2010.

[42] Anghinah, Renato et al. Estudo da Coerência do Electroencefalograma para a Banda de Frequência Alfa em Indivíduos Adultos Normais e com Provável Demência do Tipo Alzheimer. s.1.: Arquivos de Neuro - Psiquiatria, 2000. Vol.58 n.2A.

[43] Calderon, Gonzalez P.L. et al. Spectral analysis of EEG coherence in Alzheimer's disease. S.1.: Revista de Neurología, 2004. Vol.38, pp.422-427.

[44] Araújo, T.; Nunes, N.; Palma, S. e Gamboa, H. Alpha rhythm onset detector based on localizes EEG sensor. s.1.: MEDICON, 2010.

# Apêndice A

## Dimensionamento

Este apêndice é confidencial. Nele são expostas e justificadas todas as opções de dimensionamento, os esquemáticos do circuito, os desenhos da placa de circuito impresso e os desenhos técnicos do suporte físico do sensor.

### A.1 *Hardware*

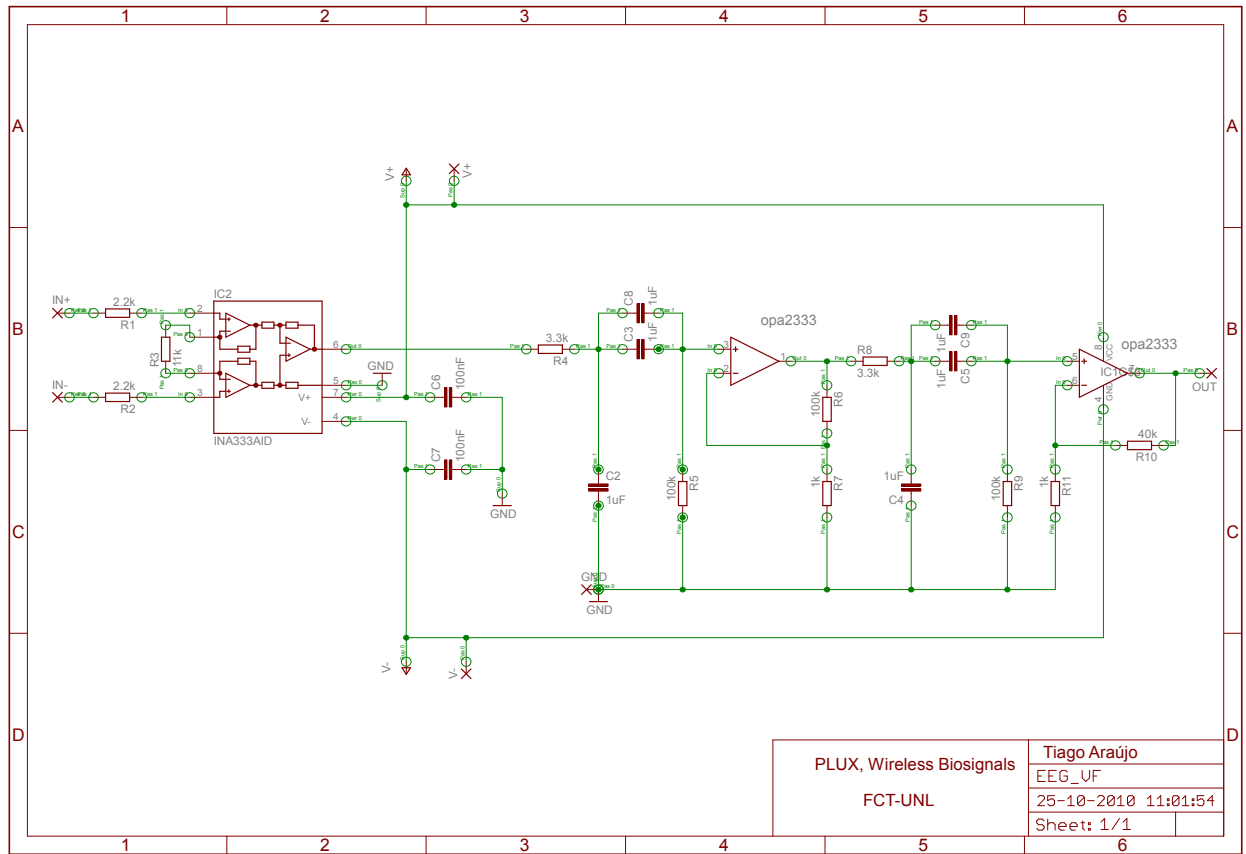
A arquitectura do sensor foi projectada no *software eagle*. O *eagle* é um programa de desenho de circuitos, com inúmeras funcionalidades que permite a integração de diversas bibliotecas. Através deste *software* é possível criar o esquemático do circuito e desenhar também a placa de circuito impresso. Na Figura A.1 está o esquemático do *eegPLUX*.

#### A.1.1 Entrada diferencial

Como é referido no texto da tese, a topologia diferencial permite amplificar uma diferença de potencial entre dois pontos e ao mesmo tempo atenuar o ruído de modo comum.

O amplificador de instrumentação utilizado é o *INA333AID* da *Texas Instruments*. Trata-se de um amplificador de instrumentação de baixa potência e elevada precisão. As suas reduzidas dimensões e o seu baixo consumo fazem dele a escolha ideal para aplicações portáteis. O ganho é facilmente regulável pela resistência R3 (A.1) através da expressão A.1.

$$G = 1 + \frac{100Kohm}{R3} \quad (A.1)$$



**Figura A.1:** Esquemático do circuito do *eegPLUX*.

A tensão de *offset* deste amplificador é de  $25\mu\text{V}$  e a variação da tensão de saída com a temperatura (*drift*) é de  $0,1\mu\text{V}/\text{C}$ . A rejeição de modo comum (CMRR) tem um valor típico de 110dB. A sua impedância de entrada é de 100Ghoms e a sua corrente de consumo é de aproximadamente 50uA. O *INA333* possui ainda uma protecção interna para eliminar ruído de alta frequência logo à entrada do dispositivo de aquisição. A rejeição de modo comum deste andar de amplificação é menos eficaz nas altas frequências, logo torna-se criteriosa a atenuação destas antes de serem amplificadas pelo amplificador.

A tensão à saída deste amplificador é dada pela expressão A.2.

$$V_{out} = G(V_{in1} - V_{in2}) + V_{ref}(gnd) \quad (\text{A.2})$$

### A.1.2 Amplificação

Como é descrito no capítulo 2, o sinal a ser medido é da ordem dos  $\mu\text{V}$  e daí a necessidade de amplificação. A amplificação é feita em três estágios como vemos na Figura A.1. O primeiro estágio de amplificação é dado pelo ganho de modo diferencial no *INA333AID* com um ganho de 10, no segundo e terceiro estágio de amplificação utiliza-se o *OPA2333* numa montagem que lhe confere um ganho de 100 e 40 respectivamente. A topologia de amplificação por blocos implementada tem como objectivo a melhoria do comportamento do circuito. Ao dividir a amplificação em blocos é possível reduzir o ganho individual de cada amplificador. Quanto mais elevado for o ganho individual de um *ampop* menor é a sua largura de banda, dado uma figura de mérito constante. Ao reduzir a amplificação individual do amplificador obtêm-se vantagens em relação à saturação e principalmente em relação à estabilidade do circuito. Por fim, o último objectivo desta implementação é desacoplar os andares de filtragem, como será descrito mais adiante no dimensionamento dos filtros.

A escolha do *OPA2333* justifica-se com a sua elevada *performance* em todos os parâmetros de interesse. A tensão de *offset*, ou seja, a tensão contínua que o amplificador impõe ao sinal de saída é de  $10\mu\text{V}$  no máximo. O *drift* ou a variação de sinal com a temperatura é de  $0,05\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ . Este amplificador introduz no máximo  $1,1\mu\text{V}$  pico-a-pico de ruído. O valor da corrente parasita que entra nos terminais do amplificador (*input bias current*) situa-se nos  $70\text{pA}$ . O *OPA2333* é *rail-to-rail* tanto na tensão de entrada como na tensão de saída. Na escolha deste amplificador foi ainda considerado o tamanho do *package* e o consumo que é tipicamente de  $17\mu\text{A}$  por amplificador, como são utilizados dois temos um total de  $34\mu\text{A}$ .

### A.1.3 Filtragem

O sinal biológico como o EEG possui bandas de frequências com maior energia, associadas aos vários ritmos cerebrais. Estas bandas vão desde os  $1\text{Hz}$  até pouco mais que  $20\text{Hz}$ , no que toca a informação útil. Por este motivo, e para não violar o teorema de *Nyquist*, é necessário limitar a largura de banda do sinal adquirido. Para isso implementaram-se dois blocos de filtragem desacoplados entre eles, onde cada bloco é composto por um filtro passa-baixo e um filtro passa-alto. Individualmente, são filtros passivos de primeira ordem cuja função de transferência é dada pela equação A.3 e a

frequência de corte é dada pela equação A.4.

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1}{1 + \pi C_f R_f} \quad (A.3)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi C_f R_f} \quad (A.4)$$

A definição de frequência de corte é a frequência para a qual o sinal de saída do filtro é atenuado em -3dB. Individualmente, o filtro passa-baixo tem uma frequência de corte de aproximadamente 49Hz e o filtro passa-alto de aproximadamente 0,80Hz. Na realidade, como temos dois blocos de filtragem o conjunto dos dois filtros passa-baixo e o conjunto dos dois passa-alto torna a atenuação mais eficaz e aumenta a velocidade de transição entre a banda de passagem e a banda de corte, ou seja, a banda passante é mais selectiva. Os filtros passa-baixo e passa-alto são considerados de segunda ordem pois possuem dois pólos reais, nas respectivas frequências de corte. Neste caso para estas frequências teremos uma atenuação de -6dB.

De referir ainda a preocupação em aumentar a impedância do segundo filtro em relação ao primeiro, dentro de cada bloco, para que este não altere o valor da frequência de corte nem interfira na eficácia do primeiro. Não só pelo motivo anterior, mas também para não haver perdas de sinal pela *ground*, as resistências *R5* e *R11* são dimensionadas com valor de impedância elevada.

#### A.1.4 Desenho da placa de circuito impressos

A placa de circuito impresso ou *printed circuit board* (*PCB*) surge como uma necessidade de miniaturização do circuito e como uma forma de reduzir a susceptibilidade ao ruído.

Nas figuras A.2 e A.3 temos os componentes e localização na face superior e na face posterior, respectivamente, da PCB. Nas figuras A.4 e A.5 encontra-se a arquitectura das vias na face superior e na face posterior da PCB, respectivamente.

Para reduzir as dimensões da PCB, a disposição geométrica foi otimizada ao máximo. Por motivos de optimização do processo de produção foram colocados os componentes como resistências e condensadores na face posterior e circuitos integrados IC's na face superior.

Na tabela A.1 apresentam-se a lista de componentes do circuito.

**Tabela A.1:** Lista de componentes, valor e *package* do sensor desenvolvido.

Part	Value	Device	Package	Library
C2	1uF	C-EUC0402	C0402	rcl
C3	1uF	C-EUC0402	C0402	rcl
C4	1uF	C-EUC0402	C0402	rcl
C5	1uF	C-EUC0402	C0402	rcl
C6	100nF	C-EUC0402	C0402	rcl
C7	100nF	C-EUC0402	C0402	rcl
C8	1uF	C-EUC0402	C0402	rcl
C9	1uF	C-EUC0402	C0402	rcl
GND	-	-	2,15/1,0	wirepad
IC1	-	opa2333	MSOP8	national-2
IC2	-	INA333AID	VSSOP8 <sub>DGK</sub>	INA333
IN+	-	-	1,6/0,9	wirepad
IN-	-	-	1,6/0,9	wirepad
OUT	-	-	1,6/0,8	wirepad
R1	2.2k	$R - EU_R0402$	R0402	rcl
R2	2.2k	$R - EU_R0402$	R0402	rcl
R3	11k	$R - EU_R0402$	R0402	rcl
R4	3.3k	$R - EU_R0402$	R0402	rcl
R5	100k	$R - EU_R0402$	R0402	rcl
R6	100k	$R - EU_R0402$	R0402	rcl
R7	1k	$R - EU_R0402$	R0402	rcl
R8	3.3k	$R - EU_R0402$	R0402	rcl
R9	100k	$R - EU_R0402$	R0402	rcl
R10	40k	$R - EU_R0402$	R0402	rcl
R11	1k	$R - EU_R0402$	R0402	rcl
V+	-	-	1,6/0,8	wirepad
V-	-	-	1,6/0,8	wirepad



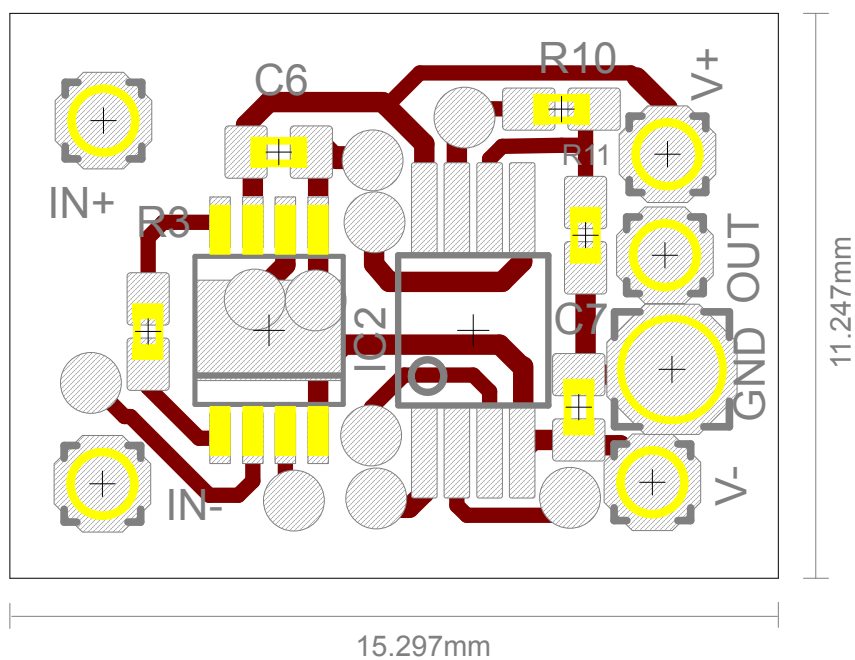
## A.2 Encapsulamento

Como é referido no capítulo 3 o encapsulamento do sensor cumpre a função de dar suporte à electrónica de aquisição e acondicionamento às *snap*s, e ao mesmo tempo realizar a blindagem do sensor. O encapsulamento foi projectado com recurso ao *software Solidworks*.

Nas figuras A.6,A.7 e A.8 estão representados os desenhos técnicos de cada peça individualmente e nas figuras A.9 e A.10 temos o desenho técnico do conjunto.

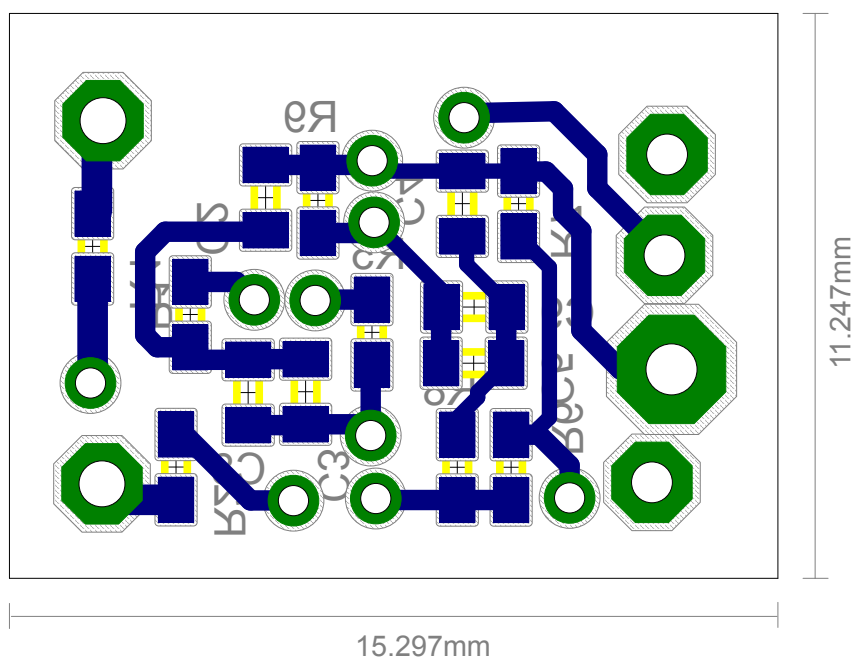


## PCB Top Components

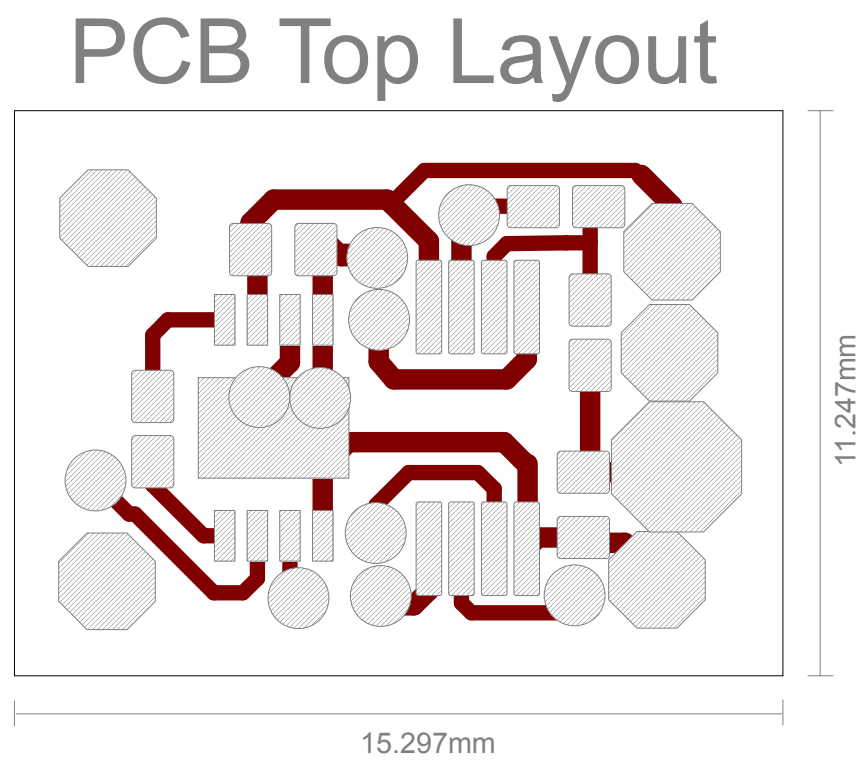


**Figura A.2:** Componentes na face superior da PCB.

## PCB Bottom Components

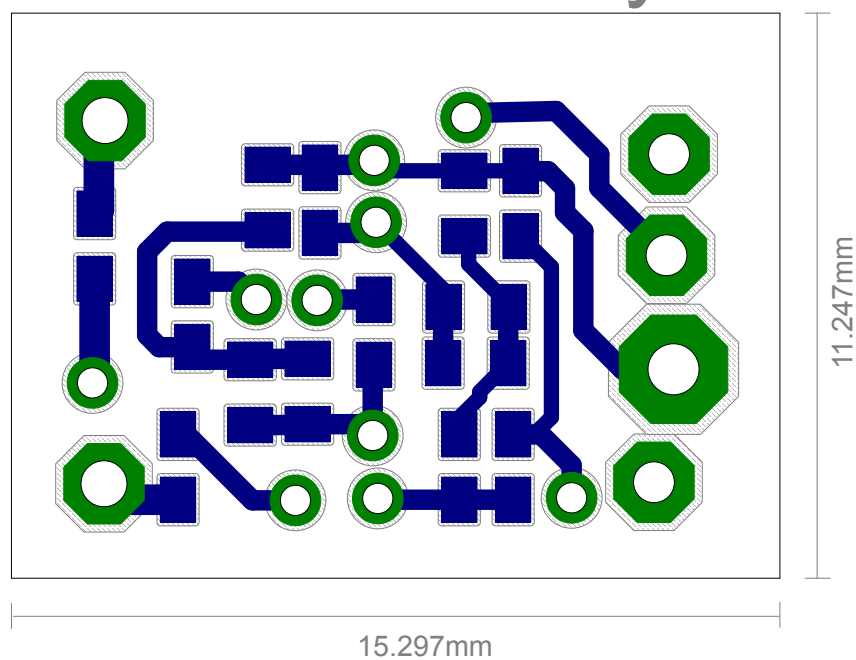


**Figura A.3:** Componentes na face posterior da PCB.



**Figura A.4:** Desenho das pistas do topo da PCB do *eegPLUX*.

## PCB Bottom Layout



**Figura A.5:** Desenho das pistas da base da PCB do *eegPLUX*.

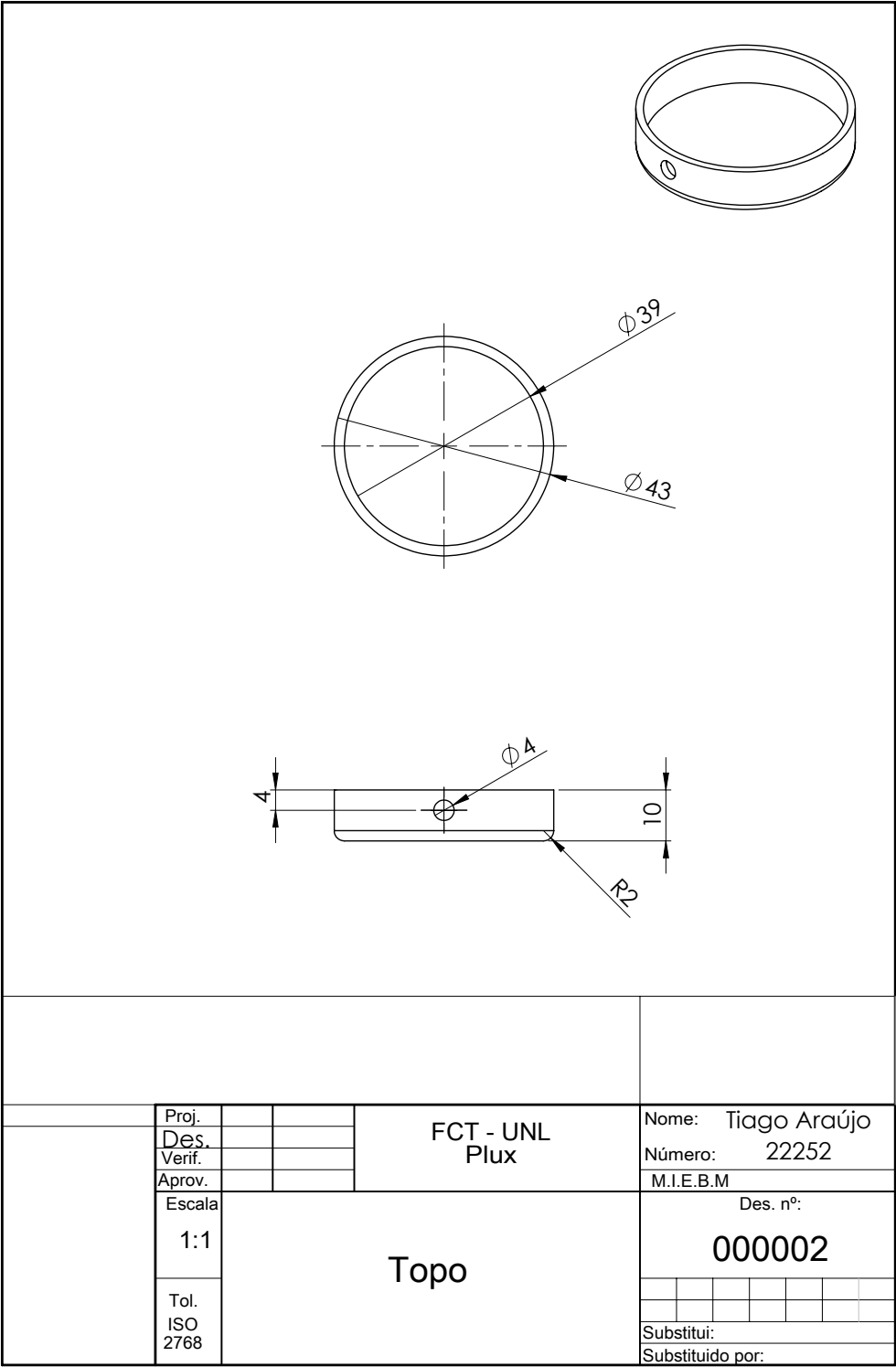


Figura A.6: Topo.

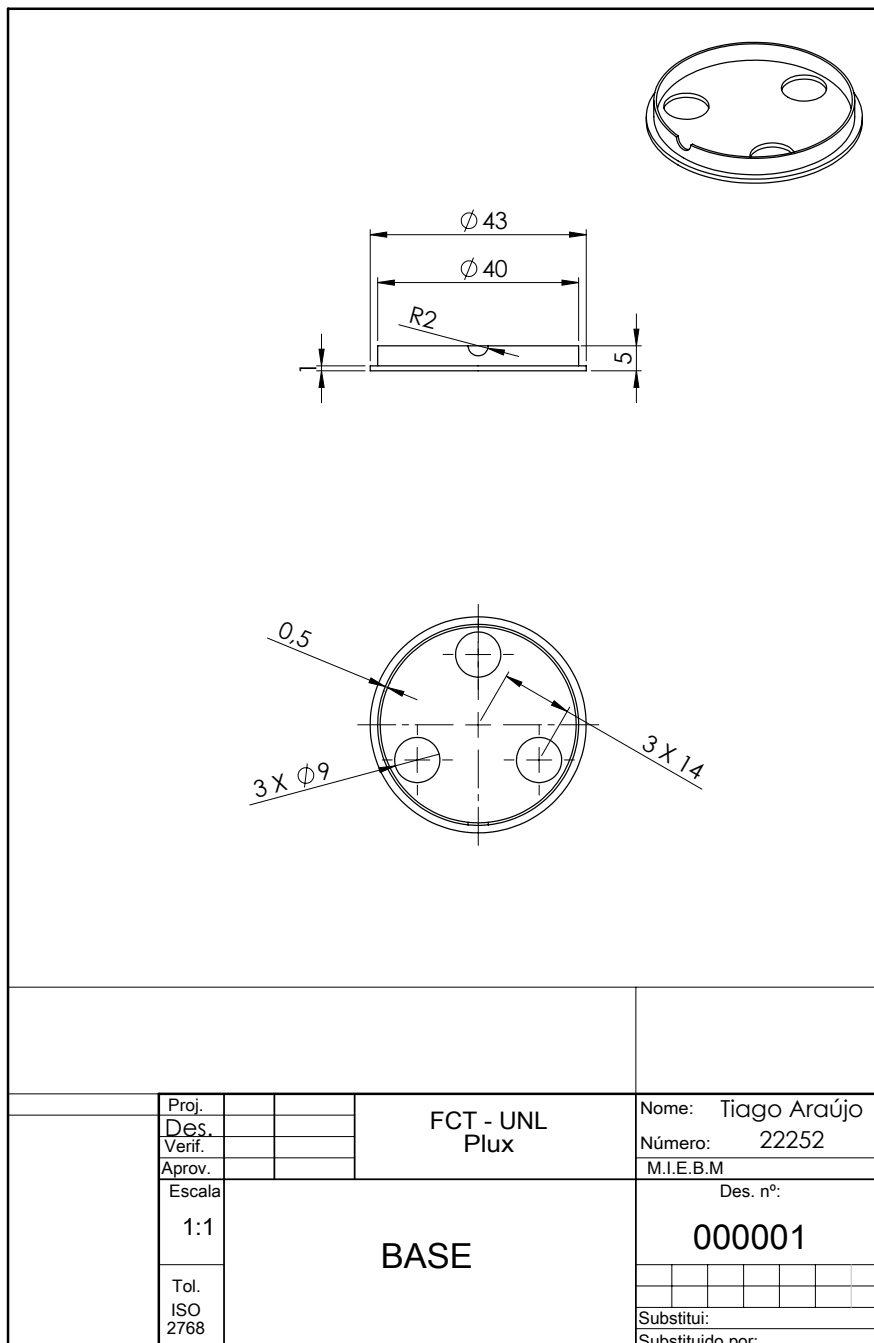


Figura A.7: Base.



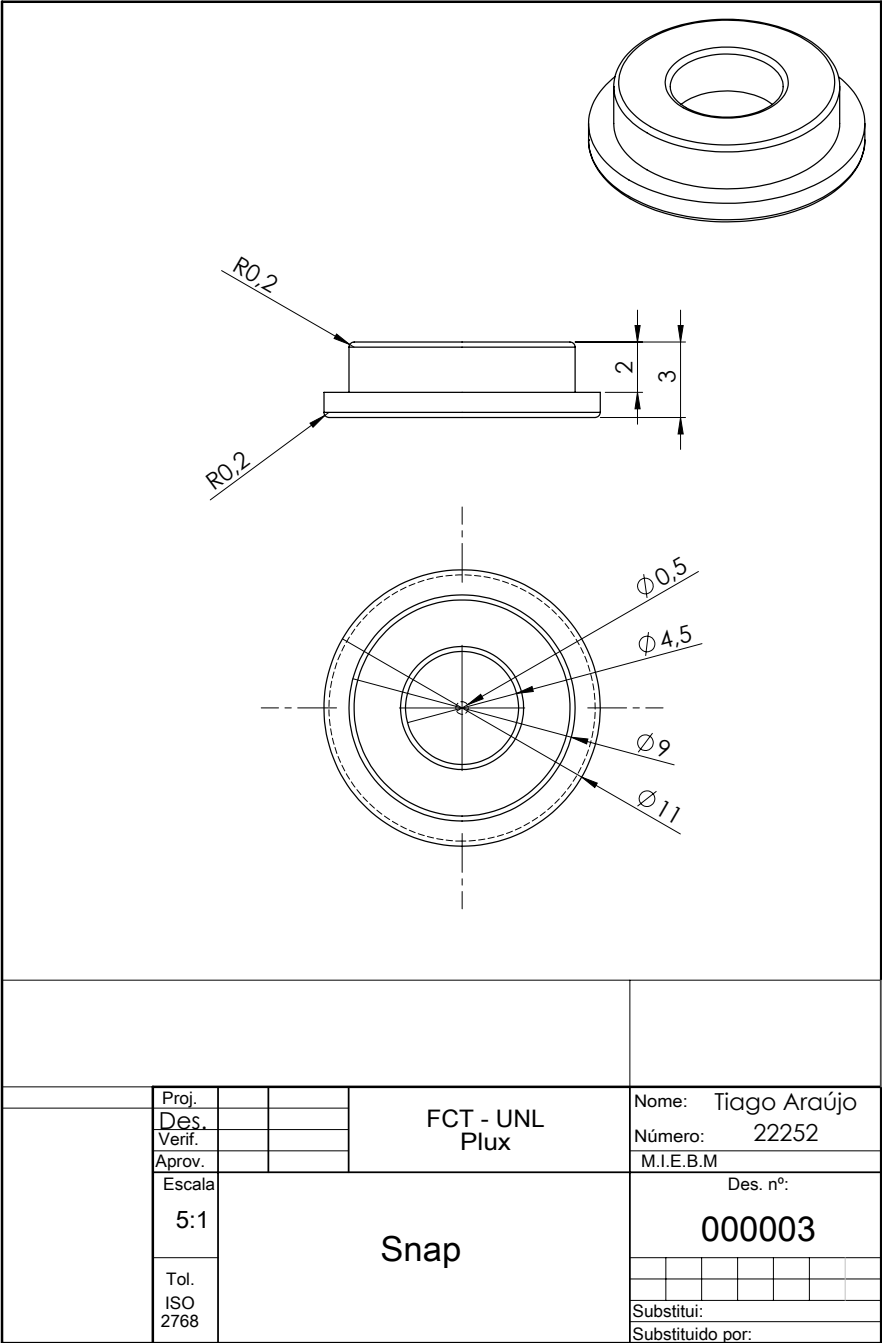
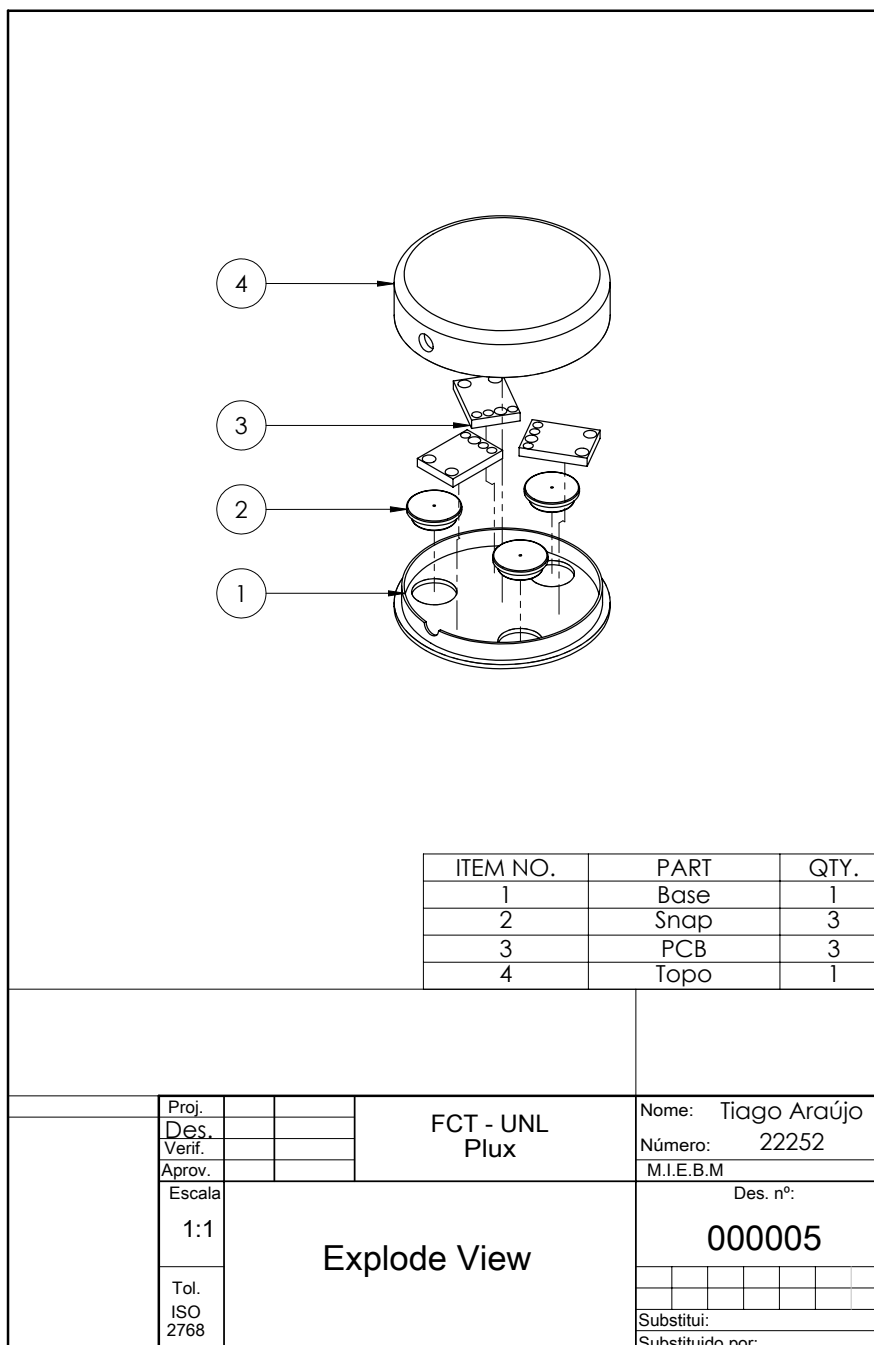


Figura A.8: *Snap*s.



**Figura A.9:** *Explode view* do conjunto.

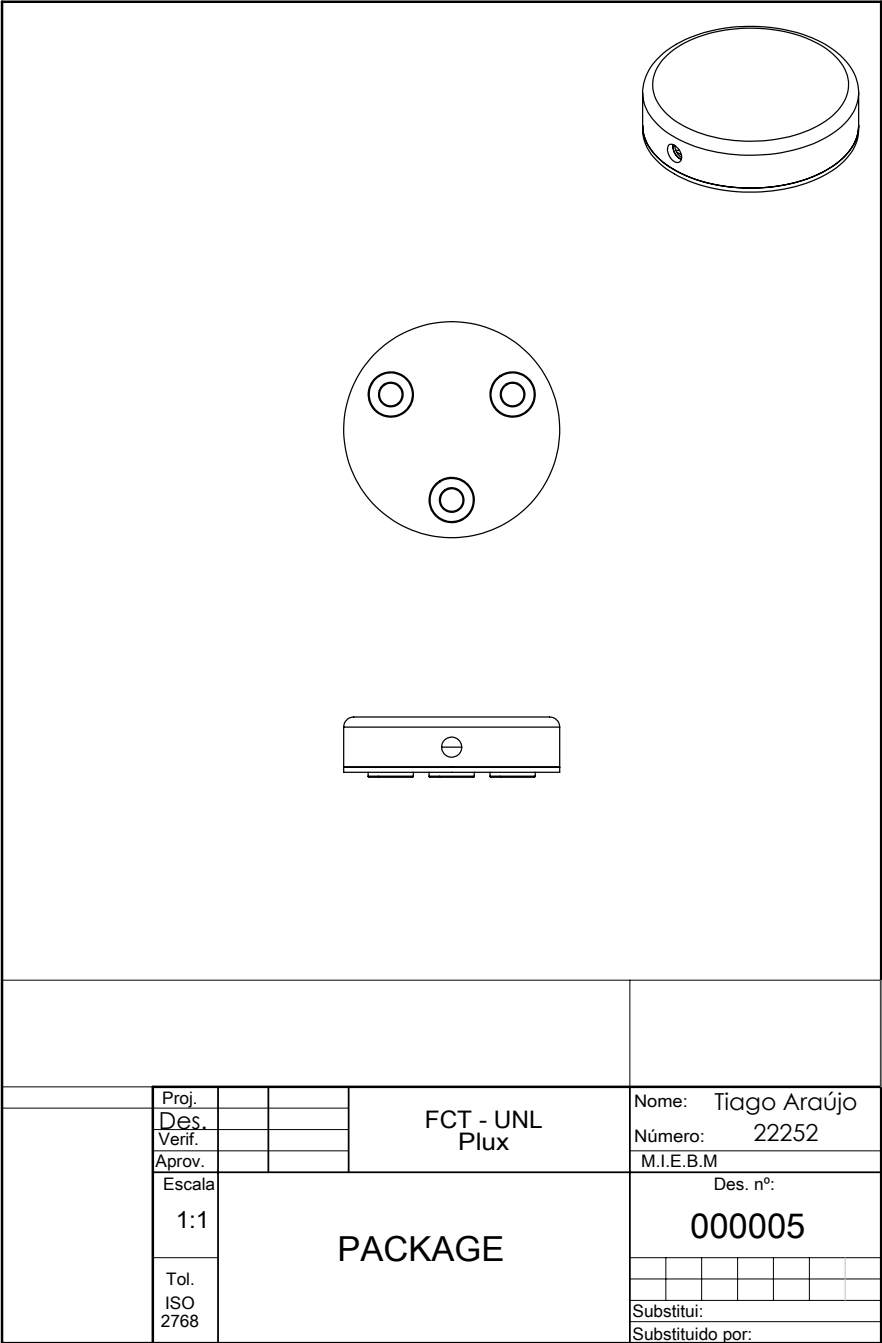


Figura A.10: Conjunto.

# Apêndice B

## Publicações

No âmbito do processo de validação por detecção do ritmo alfa, foi submetido e apresentado oralmente o artigo intitulado "Alpha rhythm onset detector based on localized EEG sensor". Neste apêndice é também apresentado o manual de utilização do *eeg-PLUXv1.2*.

## Alpha rhythm onset detector based on localized EEG sensor

T. Araújo<sup>1</sup>, N. Nunes<sup>1</sup>, S. Palma<sup>2</sup> and H. Gamboa<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> FCT-UNL, Physics Department, Caparica, Portugal

<sup>2</sup> PLUX – Wireless Biosignals, Lisbon, Portugal

**Abstract**— The goal of this study is to detect the onset of alpha rhythm in the electroencephalography (EEG) signal after eye closure. We developed an algorithm that detects the alpha rhythm onset by analyzing the FFT of an EEG signal, obtained by means of a localized sensor in the occipital zone, developed with specific characteristics for alpha rhythm acquisition. The EEG signal of eight subjects was recorded while they were performed a simple task of opening and closing the eyes and annotated the eye closure event with a manual triggering switch. The results show that, in average, the latency of the alpha rhythm onset in this group of subjects is 1.01 s, with a standard deviation of 0.49 s.

**Keywords**— Electroencephalography (EEG), eye closure, alpha rhythm, Fast Fourier Transform (FFT), signal processing.

### I. INTRODUCTION

The development of systems for automatic detection and classification of electroencephalography (EEG) signals have been a matter of wide interest in the scientific community. The goals of the research in this area range from medical studies, such as the classification and clustering of signals in the context of polysomnographic studies of neurological and respiratory disorders during sleep [1] to research in brain computer interfaces (BCI), such as a system which allows to switch on and off an electronic device through the closure of an eye by inducing of alpha rhythm [2]. The EEG alpha rhythm consists of electromagnetic oscillations with frequencies between 8 and 12 Hz and arises when the

subject is in a relaxed state with the eyes closed or in drowsy states with the eyes opened. These waves are attenuated and become fused with other rhythms when the subject has the eyes opened in states of focused attention or in situations of tension [4]. The attenuation of alpha rhythm when the subject opens his eyes is superior in the occipital area [5]. Therefore, it is possible to identify one's state of alertness through the automatic detection of alpha rhythm [6] in the EEG.

In this paper we present a hardware and software system to study the latency of detection of the alpha rhythm following the eye closure.

### II. MATERIALS AND METHODS

We developed a miniaturized localized EEG sensor to acquire the signals and the collected data were processed offline for detection of alpha rhythm. In the following sections, the hardware, as well as the signal acquisition and processing procedures, will be described.

#### Hardware

For the acquisition and conditioning of EEG signal, a miniaturized sensor was developed. Figure 1 depicts the schematics of the sensor. The signal is acquired by two electrodes assembled in a differential configuration which measure the electrical activity at two nearby points of the cortex. Therefore, a high amplification is needed.

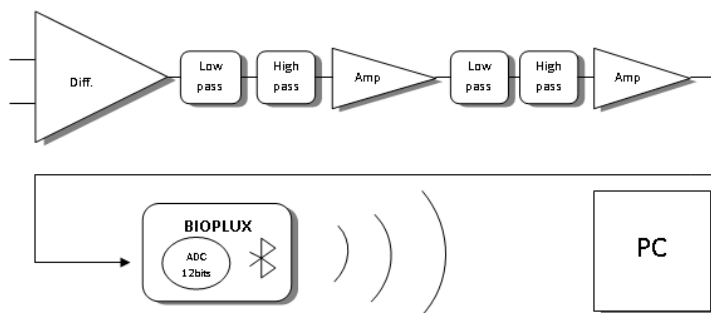


Fig. 1 - Diagram illustrating the acquisition and conditioning electronics.

The conditioning circuit consists of two filtering levels with passing band between 1.2 Hz and 50 Hz and two amplification stages, totalizing a gain of 60000. This system magnifies the signal after filtering undesired frequencies in each conditioning stage. In order to minimize the noise, we also shortened the distance between the electrodes and the signal conditioning hardware, consequently increasing the signal-to-noise ratio (SNR). Applying an elastic strap over the pre-gelled electrodes during the signal acquisition procedure provides further maximization of the SNR. This ensures a better contact between the skin and the electrodes, therefore no conductive gel is needed.

The EEG analog to digital conversion and bluetooth transmission to the computer was performed using a bioPLUX research [7] signal acquisition system, which has a 12 bit ADC and a sampling frequency of 1000 Hz.

#### *Signal Acquisition Procedure*

EEG signals were recorded from a sample of eight healthy volunteers: five men and three women with ages ranging from 21 to 43 years (mean  $27 \pm 10.99$  years), height 156–183 cm (mean  $171 \pm 9.3$  cm) and weight 55–87 kg (mean  $71 \pm 9.5$  kg).

The subjects were asked to stay in a relaxed state and perform a simple task of opening and closing eyes. In order to minimize eventual artifacts, the subjects performed the test in a quiet environment, with minimum distracting elements.

The task consisted of the following procedure: 15 s with eyes opened and 15 s with eyes closed. The subjects closed and opened the eyes at the analyzer's order and marked the event of eye closure by pressing an analog switch. This procedure was repeated three times, collecting three closing eyes events from each subject.

We used one bipolar EEG sensor, positioned at the left occipital region of the head. The two electrodes were located in the region between the C3 and O1 sites of the 10-20 EEG disposition system [8]; the ground electrode was placed over the radius styloid process – Figure 2. We used AgCl pre-gelled disposable dry detection surfaces fixed with an elastic band strap.

#### *Signal processing*

The collected EEG data were analyzed offline using Python with the numpy and scipy packages. Signal processing algorithms were developed with the purpose of automatic detection of the onset of the alpha rhythm.

Prior to the application of the alpha rhythm detection algorithm, data were low-pass filtered using a smoothing filter with a moving average window of 20 points.

Data from each subject were segmented to isolate signal fragments with eyes-closure events and analyze them individually. The signal segmentation was performed using as reference the switch activation signal, which marked the eye closure events. The detection algorithm was, then, applied to each segment.

Alpha rhythm detection is based on the frequency analysis of the EEG signal. The algorithm computes the FFT of the signal using a 500 ms (500 samples) sliding window which is shifted by one sample after the FFT is computed.

This operation is repeated until the last sample of the signal is reached. For each window, the algorithm checks whether the dominant frequency lies in the range of 9 to 12 Hz by computing the ratio between the maximum peak amplitude of the FFT components between 9 and 12 Hz and the maximum peak amplitude:

$$\text{Max(FFT[9-12Hz])} / \text{Max(FFT)} > 0.9 \quad (1)$$

If this condition is fulfilled, it is accepted that there is alpha rhythm in the analyzed data window. The onset of the alpha rhythm is, then, assumed as the time instant that immediately proceeds the end of the window where the alpha rhythm was detected.

The latency between the closure of the eyes and the onset of alpha rhythm is computed as the time interval between the switch activation and the detected alpha onset.



Fig. 2 - Electrodes scheme and acquisition system

### III. RESULTS

Figure 3 shows an example of the alpha rhythm detection for a specific subject. In this case, the latency of detection of the alpha waves was 0.808 seconds. The results were similar in other subject's eye closure events.

Table 1 shows the mean and standard deviation of the time between the closure of the eyes and the detection of the alpha rhythm in each subject and the mean of the results over all subjects.

From 24 fragments analyzed, the algorithm detected alpha rhythm in all cases, and in only one the detection occurred more than 2 seconds after the trigger activation (2.65s).

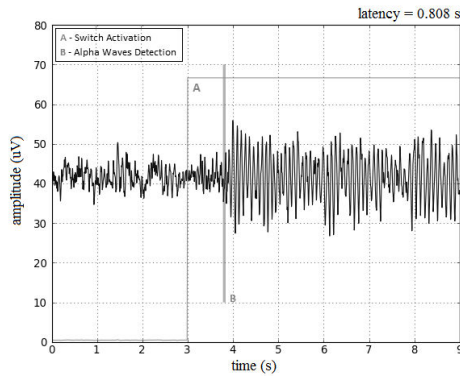


Fig. 3 - Detection of the alpha rhythm on the EEG signal following eye closure.

Subject	Mean (s)	Std (s)
Sub1	0.74	0.16
Sub2	0.58	0.12
Sub3	1.17	0.30
Sub4	1.63	0.98
Sub5	0.87	0.22
Sub6	0.69	0.24
Sub7	1.00	0.34
Sub8	1.39	0.29
All Subjects	1.01	0.49

Table 1 – Mean and standard deviation of the alpha rhythm latency for each subject and all the subjects.

### IV. CONCLUSIONS

Although the sensing hardware was still a prototype, this study showed that it is possible to properly record EEG signal with minimum discomfort to the subjects, given the small form factor of the sensor and the fact that there is no need of applying conductive gel in the scalp or removing hair. This is an improvement relative to the usual EEG recording devices.

The latency of the alpha rhythm detection ranged between 0.58 s and 1.63 s, with a standard deviation ranging from 0.12 s to 0.98 s. In average, the alpha rhythm was detected 1.01 s after closing the eyes, with a standard deviation of 0.49 s. The high value for standard deviation may be justified by taking into account the procedure that was employed during the test to annotate the events of eye closure. As the annotation was made manually by the subject with a triggering switch, the synchronization of the two events is not perfectly guaranteed, which introduces an error from subject to subject.

### V. FUTURE WORK

In future investigations we intend to use electrooculography (EOG) techniques to detect the events of eye closure, replacing the manual switch, that introduces an inter and even intra-subject error in the determination of the alpha-rhythm latency. In order to further reduce external noise, we intend to eliminate the cables that connect the electrodes to the conditioning circuit, integrating both components inside the same physical packaging.

Another goal is to implement the same detection algorithm in real time and developing an electronic device that sends an alert with the detection of the alpha rhythm.

### ACKNOWLEDGMENTS

The authors would like to thank the dedicated volunteers for their participation and PLUX – Wireless Biosignals for providing the hardware and installations necessary to this investigation.

### REFERENCES

- [1] Miranda M, Santos A, Campos C. (2006) Polissonografia Digital-Requisitos de Software para Estagiamento automático do Sono. X Congresso Brasileiro de Informática em Saúde

4

2. [2] Li C.S., Wang H. (2008) Wavelet transform for on-off switching BCI device. Northeastern University, Shenyang, China. 7<sup>th</sup> Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering
3. [3] Jansen O, Gelfand J, Kounios j, Lisman J(2002) Oscillations in the Alpha Band (9-12Hz) Increase with Memory Load during Retention in a short-term Memory Task. *Cerebral Cortex*, Vol. 12, No.8, 877-882.
4. [4] Angelakis E, Stathopoulou S, Frymiare J, Green D, Lubar J, Kounios J. (2006) EEG Neurofeedback: A Brief Overview and an Example of Peak Alpha Frequency Training for Cognitive Enhancement in Elderly. *The Clinical Neuropsychologist*. DOI:10.1080/13854040600744839
5. [5] Blinowska K, Durka P. *Electroencephalography*. Warsaw University. Warszawa, Poland
6. [6] Searle A, Kirkup L. (2001) Detection of alpha electroencephalogram onset following eye closure using four location-based techniques. *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 39, pp 434-440.
7. [7] bioPLUX research system, <http://www.plux.info>
8. [8] Teplan M. (2002) Fundamentals of EEG Measurement. *Measurement Science Review*, Volume 2, Section 2.



## eegPlux Electroencephalography Sensor

Surface localized EEG



Rev. 1  
21/09/10

### Description

Brain activity involves transfer of information between neurons in the form of electric potentials. Real time and localized measurement of the electrical activity at the scalp surface can be very useful in several applications like focal epilepsy, detection and classification of human sleep stage, brain computer interfaces, absence seizures among others.

Plux offers localized eegPlux, a small sensor capable of performing not only the classic electroencephalography measurement, but also provides the possibility to monitor smaller areas. In physical therapy, research and even in clinical applications is useful and increasingly necessary to have a



Figure 1: eegPlux sEEG Sensor

tool that enables the visualization of brain potentials in areas ever smaller and therefore more localized.

With triode configuration, three detection surfaces are used to detect the electrical potentials in the scalp region of interest with respect to a reference electrode, which should be placed in a region of low muscular activity. The result is the amplified difference between these three signals, which eliminates the common unwanted signals detected by surfaces.

### Characteristics of eegPlux EEG sensors

It is crucial that the medical instruments do not introduce additional constraints that change the results of the diagnosis. EegPlux sensors are created with this constraints and needs in account and use flexible and light cables, which are more comfortable to the patient and, as a consequence, allow for a greater freedom of movements. Light weighted, reduced size and wireless acquisition systems as eegPlux and bioPlux, allow diagnosis work in clinical environment as well as at home during the patient's daily routines. The eegPlux characteristics are described in Table 1.

eegPlux EEG sensor				
Parameter	Min	Typ	Max	Units
Gain	-	40000	-	NA
Bandwidth (-6dB)	0,8	-	49	Hz
CMRR	-	110	-	dB
Input Impedance	-	>100M	-	$\Omega$
Current consumption	2,85	-	3,03	mA
Operating Temperature	-35	-	+85	°C
Sensor diameter	-	43 $\pm$ 0.5	-	mm
Sensor weighted	-	50 $\pm$ 1	-	g
Wire type	-	36AWG	-	NA
Wire isolation	-	PFA (PerFluoro Alkoxy)	-	NA
Body material	-	Molded Rubber	-	NA

Table 1: eegPlux sensor characteristics

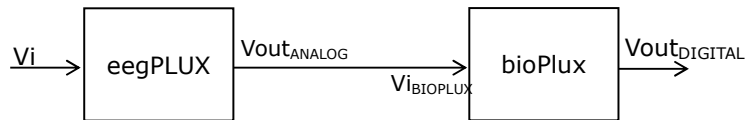
Our miniaturized EEG active sensors have low noise characteristics that allows them to be used in the most adverse conditions of EMG acquisition. The amplification and signal conditioning elements placed near the acquisition area maximizes the sensors performance and final signal quality.

## Acquisition, conversion example and transfer function of eegPlux EEG sensors

The process begins with the user making an acquisition with one of eegPlux EEG sensors and bioPlux. When finished, the acquisition session must be saved with Monitor Plux in a text file.

The bioPlux system acquires all sensor signals with a voltage range between 0 and 5 Volts, 0V corresponds to the digital value 0, and 5V corresponds to the digital value 4095 (an unsigned 12-bit integer). A variation in these digital values, corresponds to an analog signal voltage variation at the bioPlux inputs. The next step is to know the physical meaning of the signal voltages. To do this, the transfer function must be known, for of each type of sensor.

The half-scale of the EEG sensor (absence of EEG signal) is about  $5V / 2 = 2,5 V$  (0V in Monitor Plux), or a digital value of about  $4096 / 2 = 2048$ . The voltage gain of this sensor (i.e., the ratio between the output signal for the bioPlux and the input EEG signal) is 40000. The diagram and equations (1.1) and (1.2) follow this line of thinking:



$$V_{out\_ANALOG} = V_{i\_BIOPLUX} = V_i \times 40000 + 2.5 \quad (1.1)$$

$$V_{out\_DIGITAL} = \frac{V_{out\_ANALOG} \times 4096}{5} \Leftrightarrow V_{out\_ANALOG} = \frac{V_{out\_DIGITAL} \times 5}{4096} \quad (1.2)$$

